Aus der Orthopädischen Klinik der Universität Düsseldorf
Direktor: Prof. Dr. med. K. P. Schulitz

Die Bedeutung der Spaltung des Retinakulum laterale patellae und der Plica synovialis mediopatellaris für die operative Therapie der Chondromalacia patellae.

- Eine funktionell-anatomische Untersuchung der Druckverhältnisse im patello-femoralen Gelenk -

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Johannes Roghmann

1979

1982

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41535714_0098

Aus der Orthopädischen Klinik der Universität Düsseldorf
Direktor: Prof. Dr. med. K. P. Schulitz

Die Bedeutung der Spaltung des Retinakulum laterale patellae und der Plica synovialis mediopatellaris für die operative Therapie der Chondromalacia patellae.

- Eine funktionell-anatomische Untersuchung der Druckverhältnisse im patello-femoralen Gelenk -

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Johannes Roghmann

1979

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der Universität Düsseldorf

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

gez.: Prof. Dr. med. G. Arnold

Referent

gez.: Prof. Dr. med. K.-P. Schulitz

Koreferent

gez.: Prof. Dr. med. G. Arnold

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

INHALTSÜBERSICHT

		Seite
I	Einleitung	1
	A Problemstellung	1
	B Anatomie und Funktion des patello - femoralen Gelenkes	4
	C Krankheitsbild der Chondromalacia patellae	9
	D Klinik der Chondromalacia patellae	18
II	Material und Methode	25
	A Dehnungsmeßstreifen (DMS) als passive Meßwertaufnehmer	25
	B Untersuchungsmaterial	31
	C Spaltung des Retinakulum laterale	32
	D Spaltung der Plica synovialis mediopatellaris	34
III	Ergebnisse der Retinakulumspaltung	35
	A Auswertung der Meßergebnisse	35
	B Diskussion	48
IV	Ergebnisse der Spaltung der Plica synovialis mediopatellaris	53
	A Auswertung der Meßergebnisse	53
	B Diskussion	56
V	Zusammenfassung	58
VI	Anhang	
	A Beziehung zwischen Meßwert und Belastung	59
	B Belastungstest	59
VII	Literaturverzeichnis	67

I. EINLEITUNG

A Problemstellung

Unklare Schmerzzustände und Funktionseinschränkungen am Kniegelenk werden häufiger als allgemein angenommen durch eine Chondromalazie im femoro-patellaren Gelenkabschnitt verursacht.

Obgleich relativ selten diagnostiziert, ist die Chondromalacia patellae die häufigste Erkrankung am Kniegelenk.

Von BÜDINGER (7) erstmals 1906 beschrieben, stand sie seither im Mittelpunkt vieler Forschungsarbeiten. Trotz des großen Bemühens, ein klares Bild dieser Erkrankung zu gewinnen, sind bis heute viele Fragen offen geblieben. So ist die Diskussion hinsichtlich ihrer Pathogenese und Ätiologie noch nicht abgeschlossen. In einem Punkt ist man sich jedoch einig: Ihr Vorkommen ist extrem hoch. Der retropatellare Knorpelschaden ist bei über 30-jährigen fast immer nachweisbar.

Die relativ geringe Beachtung, die die tägliche Praxis der Chondromalacia patellae bis heute beimißt, ist insbesondere dadurch bedingt, daß sie trotz der hohen Rate der Erkrankungen in der Mehrzahl der Fälle symptomlos verläuft und dem klinischen Nachweis entgeht.

Wird die Chondromalazie aber klinisch manifest, so bedarf sie einer frühzeitigen Diagnose, um dem Krankheitsverlauf durch konservative oder in fortgeschrittenen Stadien operative Maßnahmen Einhalt zu gebieten. Unbehandelt kann die Schädigung des Knorpels zwar vereinzelt unter Vernarbung klinisch ausheilen, meist jedoch verläuft die Erkrankung progredient und endet in einer manifesten retropatellaren Arthrose (BANDI; 1).

Die klinische Manifestation der Chondromalacia patellae zeigt sich überdurchschnittlich häufig bei Leistungssportlern - z. B. bei Fußballspielern und Skiabfahrtsläufern -, bei denen die anhaltend hohen, oft schlagartig einsetzenden femoro-patellaren Druckkräfte latent zur Überlastung und damit zu einer permanenten Knorpelschädigung führen. So wies SCHNEIDER (36) bei 22 von 25 Vertragsfußballspielern chondromalazische Veränderungen nach, wobei nur einer der Betroffenen älter als 30 Jahre war.

Die pathologischen Veränderungen sind bei Hochleistungssportlern oft so weit fortgeschritten, daß nur die operative Behandlung in Frage kommt, und zwar mit dem Ziel, eine Druckentlastung und Gleitwegsverbesserung der Patella herbeizuführen. Andererseits sind die gebräuchlichsten Operationsmethoden - z. B. die Ventralisation der Tuberositas tibiae nach BANDI (1) - wegen der Schwere des operativen Eingriffs und der langdauernden Nachbehandlung kaum geeignet, die volle Hochleistungsfähigkeit beim Sport wiederherzustellen.

Seit einiger Zeit wird deshalb vermehrt einer erstmals von VIERNSTEIN und WEIGERT (37) beschriebenen Operationsmethode Beachtung geschenkt, die bei angeblich gleich hoher Druckentlastung und Gleitwegsverbesserung der Patella durch ihren relativ geringen operationstechnischen Aufwand den Patienten so gering belastet, daß er nach wenigen Tagen das Krankenbett verlassen und nach 4 Monaten das Hochleistungstraining wieder aufnehmen kann: der Spaltung der Retinacula lateralia patellae.

Neben der Retinakulumspaltung wird in jüngster Zeit eine weitere Operationsmethode diskutiert: PATEL (31) stellte bei seinen Untersuchungen fest, daß das Vorhandensein einer stark ausgeprägten Plica synovialis mediopatellaris das Entstehen einer Chondromalazie begünstigt und schlägt deshalb die "Plicotomie" vor, einen Eingriff, der im Rahmen einer arthroskopischen Untersuchung problemlos durchgeführt werden kann.

Die vorliegende Arbeit will experimentell am Leichenknie überprüfen, ob und in welchem Maße die Spaltung des lateralen Retinaculum bzw. die "Plicotomie" zu einer Druckentlastung und damit zu einer Gleitwegverbesserung der Patella führt.

8 Anatomie und Funktion des patello-femoralen Gelenkes

Das Wissen um die anatomischen Besonderheiten des patello-femoralen Gelenkes ist Voraussetzung für das Verständnis des retropatellaren Knorpelschadens.

Die Patella ist ein dreiseitiger, in die Sehne des M. quadriceps femoris eingebetteter Knochen, der als einziges "Sesambein" des Organismus aktiv bewegt werden kann. Ihr Gleitlager, die Trochlea femoris, hat zwei verschieden große Facetten, den großen breitflächigen, lateralen Condylus und den wesentlich kleineren, medialen Condylus, der am proximalen Ende, d. h. am Übergang der Knorpel-Knochengrenze, mit einer scharfen, knorpeligen Kante ausgestattet ist. Die zwischen den Condylen liegende Fossa intercondylaris bildet die Führungsrinne, innerhalb der die Patella bei Beuge- und Streckbewegung einen Weg von 5 - 7 cm zurücklegt. Sie bewegt sich dabei nicht in sagittaler Richtung, sondern beschreibt einen konvexen Bogen, der in Abhängigkeit von der Beugung lateral verläuft.

Der dorsal liegende Gelenkanteil der Patella ist von Knorpel überzogen und wird durch die in annähernd kranio-kaudaler Richtung verlaufende Crista patellae in zwei ungleiche Facetten unterteilt: in die fast immer nach vorn konkave, größere, laterale und die meist ebenfalls konkave, häufig jedoch konvex gekrümmte, kleinere, mediale Facette.

Die Patella liegt im Knotenpunkt der Fasermasse des M. quadriceps femoris, dessen vier große Köpfe (rectus femoris, vastus intermedius, vastus lateralis und vastus medialis) sich distal zur gemeinsamen Endstrecke im Ligamentum patellae vereinigen, das zur Tuberositas tibiae zieht.

Einige Fasern des M. vastus medialis bilden das Retinaculum patellae mediale und Fasern des M. vastus lateralis das Retinaculum laterale. Diese Retinacula ziehen unter Umgehung der Patella zu den Condyles tibiae.

In das Ligamentum patellae eingebettet wirkt die Patella wie ein Hebelarm, der die Kraft des Quadriceps vergrößert und seine Reibung auf der Unterlage verringert.

Die Kontraktion des Quadriceps übt auf die Patella aus mehreren Gründen eine laterale Zugkomponente aus:

a) Bedingt durch die physiologische Valgusstellung des Kniegelenks stellt die Patella zwischen Ursprung des Quadriceps am proximalen Femur und Ansatz an der Tibia den am weitesten medial liegenden Teil des Streckapparates dar. Die Achsen des Streckapparates zeigen einen lateral offenen Winkel von 170° (Abb. 1).

b) Die Ansatzpunkte des M. rectus femoris, des M. vastus intermedius und des M. vastus lateralis bedingen einen mehr oder weniger lateral gerichteten Zug an der Patella.

c) Das laterale Retinakulum ist viel stärker ausgebildet als das mediale.

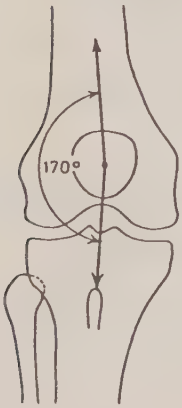


Abb. 1. Die Achsen des Streckapparates zeigen beim normalen Kniegelenk einen lateral offenen Winkel von 170° (nach NOESBERGER und FREIBURGHAUS; 26)

Besondere Bedeutung kommt deshalb dem M. vastus medialis zu, dessen untere Fasern quer zur Längsachse des Femur verlaufen. Er ist damit der einzige Muskel, der eine gerade Führung der Patella durch Zug medialiter erzwingt und gegenüber den lateral ziehenden Kräften das Gleichgewicht hält. Veränderungen dieses Muskels - sei es durch Atrophie oder ungewöhnliche Verlaufsform im Bereich des Ansatzes seiner Fasern an der Kniescheibe - müssen sich deshalb auf die Funktion des patello-femoralen Gelenkes besonders auswirken.

Weiterhin ist für die Pathogenese der Chondromalazie die Form der artikulierenden Gelenkfläche der Patella von entscheidender Bedeutung, die, wie vorstehend beschrieben, durch die Crista in zwei ungleich große Facetten geteilt wird. WIBERG (38) beschrieb als erster die Zusammenhänge zwischen der sehr variablen Form dieser Facetten und der retropatellaren Knorpelveränderung. Er teilte diese Form in 3 Typen ein: Davon ausgehend, daß in der Betrachtung der Kniescheibe von kranial her - wie sie sich im tangentialen Röntgenbild darstellt - die laterale Facette fast immer eine nach vorn konkave Krümmung aufweist, beschrieb er mit seiner Klassifizierung vor allem das für die Gelenkmechanik wichtige Aussehen der medialen Facette. Diese nämlich kann, wie vorstehend beschrieben, ebenfalls konkav gekrümmt sein; nicht selten aber hat sie eine konvexe Form.

WIBERGS (38) Einteilung wurde später von BAUMGARTL (5) in 4 Typen und eine Zwischenform (Abb. 2) erweitert:

Typ I: mediale und laterale Facette sind gleich groß, beide sind konkav gekrümmt.

Typ II: die mediale Facette ist kleiner, aber auch noch konkav.

Typ II/III: kleinere mediale Facette mit planem Verlauf.

Typ III: kleinere mediale Facette mit konvexem Verlauf.

Typ IV: kleinere mediale Facette mit knorrenartigem, distal liegendem Vorsprung.

Jägerhut: die Jägerhutpatella ist eine Extremvariante, bei der die mediale Facette vollständig fehlt.

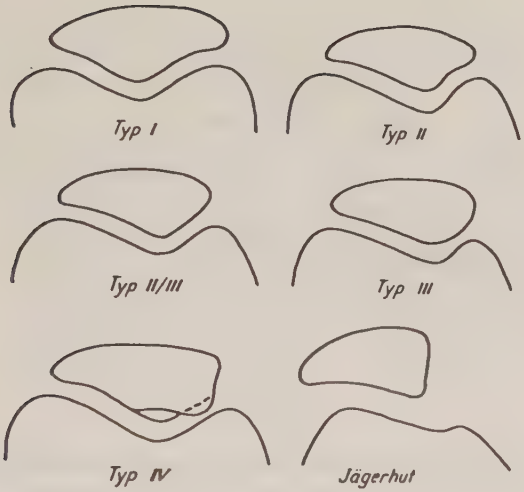


Abb. 2: Formvarianten der Patella nach WIBERG (38) und BAUMGARTL (5)

Meist weist die Kniescheibe in der Nähe ihres medialen Randes noch einen in kranio-kaudaler Richtung, parallel zur Crista

verlaufenden kleinen knorpeligen Wulst auf, der von der medialen Facette noch eine kleine unpaare Facette abtrennt, die häufig im unteren Drittel der Patella am stärksten ausgeprägt ist.

Auch die Plicae synoviales mediopatellaris, suprapatellaris et infrapatellaris dürfen nicht unerwähnt bleiben. Bei diesen handelt es sich um synoviale Strukturen, denen bisher zwar wenig Bedeutung beigemessen wurde. 1977 aber stellte PATEL (31) in seinen arthroskopischen Untersuchungen fest, daß vor allem die Plica mediopatellaris in der Pathogenese der Chondromalazie eine bedeutende Rolle spielt (Abb. 3).

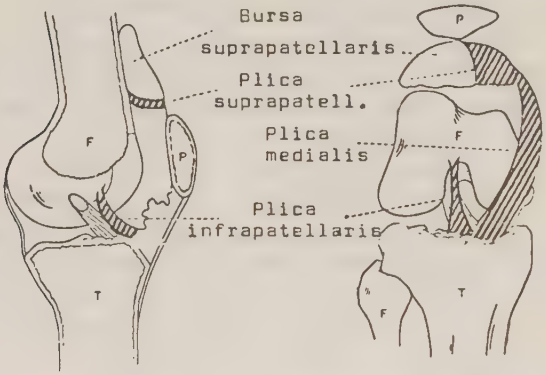


Abb. 3: Die Synovial-Falten (Plicae) des Kniegelenkes nach PATEL (31)

Die Plica synovialis mediopatellaris hat ihren Ursprung am medialen Rand des proximalen Teiles der Gelenkkapsel und verläuft von dort aus - an der Medialseite der Gelenkkapsel verbleibend - nahe der medialen Patellakante distal, wo sie im Corpus adiposum infrapatellare (Hoffa'scher Fettkörper) verschwindet. Sie ist nicht in jedem Kniegelenk vorhanden. Die Häufigkeit ihres Vorkommens wird je nach Autor unterschiedlich zwischen 20 % und 55 % angegeben.

C Krankheitsbild der Chondromalacia patellae

Der retropatellare Knorpelschaden wurde zuerst 1906 von BÜDINGER (7) beschrieben. FRÜND (14), der 1926 über 7 Fälle von retropatellarem Knorpelschaden berichtet, gibt dem Krankheitsbild den Namen "Chondropathia patellae" und teilt den Verlauf der Erkrankung bereits in 3 Stadien ein. Im internationalen Schrifttum hat sich der Name "Chondromalacia patellae" durchgesetzt, der inhaltlich dasselbe meint.

1) Morphologische Aspekte

Die Chondromalacia patellae ist eine degenerative Erkrankung des retropatellaren Knorpels, die vom äußeren Aspekt her je nach Autor in 3 oder 4 Schweregrade unterteilt wird. Wir bevorzugen die von BANDI (1) und anderen vorgenommene Einteilung in 3 Grade, die übersichtlich und rationell ist.

1. Grad: Im frühen Stadium der Erkrankung erweicht der retropatellare Knorpel und schwillt an (softening and swelling); er wird matt und verliert an Elastizität. Die leicht schimmernde weißliche Farbe gesunden Knorpels geht ins gelb-bräunliche über. Dieses Stadium wird häufig als "Knorpelödem" bezeichnet, ein Ausdruck, der die Verhältnisse recht anschaulich beschreibt, obwohl es sich eigentlich um kein echtes Ödem handelt (WILES; 39).

2. Grad: Der Knorpel weist oberflächliche, zunächst meist längs gestellte, in kranio-kaudaler Richtung verlaufende Fissuren auf, lamelläre und zottige Aufsplitterungen, Risse, die jedoch nicht bis in die subchondralen Zonen reichen.

3. Grad: Die Defekte haben in diesem Stadium das Ausmaß tiefer, bis in die subchondralen Zonen reichender Ulcera angenommen: Freiliegende subchondrale Knochenpartien, Ausbildung von Osteophyten - Übergang zur Arthrose -.

2) Ätiologie

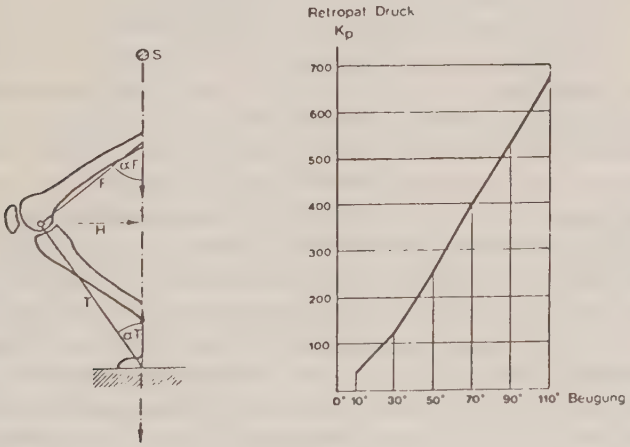
Zur Frage der Ursache der Chondromalazie wurde im Laufe der Zeit von immer mehr Autoren ein weitreichendes Spektrum von Theorien angeboten. Die von den Erstbeschreibern der Krankheit vertretene Auffassung, sie sei hauptsächlich oder gar ausschließlich auf ein traumatisches Geschehen zurückzuführen, wurde nach und nach fallengelassen. Seit WIBERG (38) festgestellt hatte, daß ein konstitutionelles Element - nämlich bestimmte Formveränderungen der Kniescheibe - eine maßgebliche Rolle spielt, konzentrierte die Forschung ihre Aufmerksamkeit vermehrt auf diesen Umstand.

WIBERG (38) hatte bei seinen Untersuchungen an Leichenkniegelenken beobachtet, daß die Kontaktflächen zwischen beiden Facetten der Patella und ihren Femurcondylen unterschiedlich sind: die laterale Facette hat wegen ihrer konkaven Form einen breiteren und engeren Kontakt zum Femur als die mediale, die besonders dann, wenn sie kleiner ist und eine konvexe Krümmung aufweist, in Streckstellung des Knies kaum Kontakt mit dem Femur hat; erst bei stärkerer Flexion kommt es zu einer punktförmigen Berührung zwischen konvexem Femurcondylus und konvexer medialer Facette. WIBERG (38) meinte feststellen zu können, daß an dieser kleinen Kontaktfläche eine wesentlich höhere Druckbelastung als an der breit kontaktierenden lateralen Facette bestünde und beobachtete in einigen Fällen die beginnende Chondromalazie an exakt dieser Stelle. Er zog daraus den Schluß, daß besonders belastete Zonen des Patellaknorpels, wie sie gerade bei konvex gekrümmter, medialer Facette vorkommen (Typ III), die Chondromalazie entwickeln. Dies erkläre auch, so folgerte er, die Tatsache, daß chondromalazische Veränderungen vorwiegend in der Mitte der Knorpelfläche und gehäuft an der medialen Facette anzutreffen sind.

Auf dieser Theorie des abnormen Druckes basieren zu einem Teil auch die Feststellungen von OUTERBRIDGE (28), der beobachtete, daß manche Femora am Übergang vom knöchernen zum knorpeligen, medialen Condylus eine ausgeprägte Leiste aufweisen, über die

die Patella beim Beugevorgang hinweggleiten muß. Diese zwar an jedem Femur zu beobachtende Leiste (OUTERBRIDGE-Zeichen) variiere aber - so meint OUTERBRIDGE (28) - bezüglich ihrer Höhe und sei bei besonderer Ausprägung für das Entstehen einer Chondromalazie kausal.

1972 erhärteten die Forschungsergebnisse von BANDI (1), daß das endogene Entstehen einer Chondromalazie auf Inkongruenz im patello-femoralen Gleitlager zurückzuführen ist. Er berechnete, daß die Druckbelastung im Kniegelenk - abhängig vom Grad der Beugung und Lage des Körperschwerpunktes - Werte über 600 Kp erreichen kann. Seine Berechnung ging davon aus, daß der retropatellare Druck eine geometrische Funktion der auf das Kniegelenk einwirkenden Kräfte ist: Die Beugekraft steigt mit zunehmender Beugung. Damit steigen auch die zu ihrer Neutralisierung notwendigen Streckkräfte und - nach dem Parallelogramm der Kräfte - der Druck auf das patello-femorale Gleitlager (Abb. 4).



$H = F \cdot \sin \alpha_F = T \cdot \sin \alpha_T$

Abb. 4: Geometrische Funktionen der auf das Kniegelenk einwirkenden Kräfte nach RÜTER (35)

Diese Zahlen sind umso beeindruckender, wenn man bedenkt, daß jeweils nur ein Drittel der Patellarückfläche in Kontakt mit den Femurkondylen ist. Dysplastische Patelleformen oder Lateralisation der Patella führen deshalb zwangsläufig zu einer noch kleinflächigeren Kongruenz zwischen Patellafacetten und Femurkondylen und damit zu einer Vergrößerung des patello-femoralen Drucks pro cm^2 (Abb. 5). Mit zunehmender Verkleinerung der medialen Patellafacette und Abflachung des medialen Femurcondylus kommt es zu einer Zunahme der lateral gerichteten Druckkräfte.

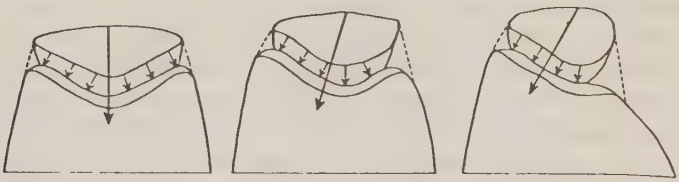


Abb. 5: Formvarianten des patello-femoralen Gelenkes mit den Druckresultierenden nach BAUMANN und LEICHS (4)

Der Zusammenhang zwischen vermehrten Druck und Knorpelveränderungen wurde erstmals in Zweifel gezogen, als HAARISON, SCHAJOWICZ u. TRUETA (19) 1953 in einer Studie über die Osteoarthrose des Hüftkopfes feststellten, daß gerade die nicht druckbelasteten Teile des Gelenkknorpels Degenerationserscheinungen zeigen, und diese Beobachtungen u. a. von GOODFELLOW, HUNGERFORD u. ZINDEL (16) am Patellaknorpel, von GOODFELLOW u. BULLOUGH (15) am Radiusköpfchen bestätigt wurden. WILES, ANDREWS u. DEVAS (39) vereinigten die beiden widersprüchlich scheinenden Theorien, indem sie - sei es bei erhöhtem oder mangelndem Druck - eine gestörte Ernährungsgrundlage des Knorpels in Betracht zogen. Auch von REFIOR u. HACKENBROCH jun. (34) wurde festgestellt, daß die Druckverhältnisse für die Ernährung des Knorpels entscheidend sind und somit seine Funktion maßgebend beeinflussen.

FICAT (10), der die Druckverhältnisse am retropatellaren Knorpel untersuchte, kam zu dem Ergebnis, daß an der lateralen Facette

eine relative Hyperpression, an der medialen Facette dagegen eine relative Hypopression vorliegt. Er meint, dies entspreche dem kräftemäßigen Überwiegen der lateral an der Patella ansetzenden Muskelzüge und dem engen femoro-patellaren Kontakt auf dieser Seite. Auch FICAT (10) nimmt an, daß die Druckverhältnisse auf die Ernährung des Knorpels maßgeblich einwirken und auf diese Weise seine Funktion so oder so beeinflussen.

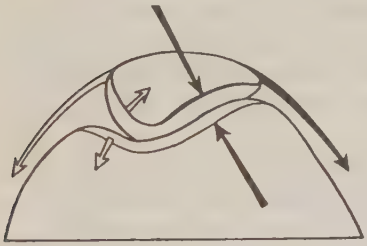


Abb. 6:
Laterales Hyperpressionssyndrom nach FICAT (10)

Dieses "laterale Hyperpressionssyndrom" (Abb. 6) führe evtl. über eine Ernährungsstörung des Knorpels zu Chondromalazie, wobei die beidseits an der Crista gelegenen Partien besonders gefährdet seien. Dieser Effekt sei bei Patella- und Femurdysplasien verstärkt, also bei Kniescheiben der höheren WIBERG-Reihe (Typ III u. IV) und großem Condylenöffnungswinkel (nach BRATTSTRÖM; 6).

NOESBERGER u. FREIBURGHAUS (26) fanden bei der Untersuchung des FICAT'schen Hyperpressionssyndroms oft lateral einen schmalen, in der Patellamitte einen breiteren und medial einen breit klaffenden patello-femoralen Gelenkspalt, bedingt durch Kippstellung, Lateralisation oder Dysplasie der Patella. Intraoperativ sahen sie die Knorpelschädigungen nicht immer lateral, sondern in der Mitte der Patella oder häufig auch auf der medialen Facette. Bedingt durch den an dieser Stelle sehr breiten Gelenkspalt konnte die Chondromalazie an der medialen Facette nicht durch Druckerhöhung entstanden sein. Sie führen dieses Phänomen - wie auch FICAT (10) u. BANDI (1) - auf eine Ernährungsstörung des unbelasteten Knorpels zurück.

Sie mutmaßten, daß die ernährende Synovialflüssigkeit durch fehlende Walkbewegung nicht mehr in den Knorpel gepumt werden könne.

In diesem Zusammenhang interessiert besonders die Feststellung COTTA's (9), daß allein durch Immobilisation des Kniegelenkes - z. B. durch einen Gipsverband - ein chondromalazischer Prozeß eingeleitet werden kann: Es kommt zur Minderung der Kapseldurchblutung, die Synovia wird nicht mehr durch die Gelenkbewegung durchmischt, Stoffwechselschlacken lagern sich an der Knorpeloberfläche an, die Hyaluronsäureproduktion ist vermindert, die Knorpelzellen werden dystrophisch.

Die beim "Hyperpressionssyndrom" oft beobachtete Lateralisation der Patella ist unter anderem durch das Überwiegen der lateralen Muskelkräfte gegenüber dem M. vastus medialis bedingt. Bisher glaubte man, daß allein eine Insuffizienz bzw. Atrophie des M. vastus medialis (FICAT; 10 / MAQUET; 25) oder die Hypertrophie des M. vastus lateralis (VIERNSTEIN; 37) z. B. beim Berufsfußballspieler dieses Ungleichgewicht verursachen.

Angeregt durch die Arbeit von GRIMM (17) wurde jedoch in einer anatomischen Untersuchung des hiesigen Institutes festgestellt, daß vor allem die Ansatzhöhe des M. vastus medialis an der medialen Patellakante von Bedeutung ist. Bei der Bestimmung der Muskelansatzhöhe nach OUTERBRIDGE (28) zeigte sich eine signifikante Abhängigkeit zwischen Höhe des Muskelansatzes und gleichzeitig vorgefundenen Knorpelschäden. Je höher der M. vastus medialis ansetzte, umso höher war auch der Grad des Knorpelschadens.

Die Interpretation dieses Ergebnisses liegt auf der Hand: Der M. vastus medialis, der als einziger Quadricepsmuskel die Kniescheibe im Verlauf ihrer Bewegung im femoralen Gleitlager medial stabilisiert, ist bei zu hoher Insertion durch einen schräg nach oben gerichteten Zug dieser Aufgabe weniger gewachsen und kann gegenüber den lateralen Muskel-

zügen das Gleichgewicht nicht halten. Es kommt zu einer überwiegenden Anpressung der lateralen Facette auf ihre Unterlage im Sinne des FICAT'schen Hyperpressionssyndroms, was die Entstehung einer Chondromalazie fördert.

Einen ganz neuen Aspekt hinsichtlich der Ätiologie der Chondromalacia patellae zeigte 1977 PATEL (31) auf, als er vor der American Orthopaedie Society for Sports Medicine von seinen Untersuchungen berichtete: Bei 371 arthroskopischen Untersuchungen beobachtete PATEL in 70 Fällen eine ausgeprägte "Plica medialis". Nach seinen Beobachtungen spannte sich die "Plica medialis" während des Beugevorganges wie eine "Bogensehne" ("acting as a bowstring") und kontaktierte deshalb sowohl mit der medialen Patellafacette als auch mit dem vorderen medialen Teil des Femurcondylus. Dieser "Bowstring-Effekt" würde - so meinte PATEL - hervorgerufen durch einen Elastizitätsverlust der "Plica medialis", bedingt durch Febrosierung, Hyalinisierung und seltener auch Calzifizierung des Gewebes (PIPKIN; 32). Er beobachtete, daß gerade an eben diesen Stellen gehäuft Chondromalazie auftrat und zog daraus den Schluß, daß diese "unelastische" Plica medialis für das Entstehen einer Chondromalazie ursächlich sei (Abb. 7).

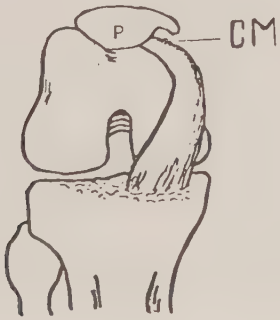


Abb. 7: Chondromalazie (CM) der medialen Patellafacette nach PATEL (31)

Während WATANABE, JACKSON u. O'CONNOR sowie SAKAKIBARA u. WATANABE in der anschließenden Diskussion (31) diese Auffassung weitgehend bestätigten, vertrat ANDREWS die Meinung, daß der direkte Kontakt zwischen Plica medialis und Patella unerheblich sei, sondern vielmehr die Funktion des Quadriceps durch die Plica beeinflußt werde und dadurch die Chondromalazie entstehe.

Diese gegensätzlichen Auffassungen gaben dem hiesigen Institut Anlaß, die Zusammenhänge zwischen Chondromalazie und Plica medialis anatomisch zu untersuchen. Diese an 60 Leichenkniescheiben durchgeführte Untersuchung hatte folgendes Ergebnis:

An 30 Präparaten fand sich eine ausgeprägte Plica medialis. Von diesen wiesen 96,7 % schwere Knorpeldefekte auf (15 mal CM 3. Grades; 14 mal CM 2. Grades; 1 mal CM 1. Grades), während die Präparate ohne Plica medialis nur in 60 % der Fälle einen schweren Defekt zeigten. Damit ergab sich eine signifikante Abhängigkeit ($\alpha = 0{,}05$) zwischem dem Auftreten von Chondromalazie und dem Vorkommen einer Plica medialis.

3) Häufigkeit und Altersverteilung

Schon ÖWRE (30) machte 1936 darauf aufmerksam, daß mit steigendem Alter der Patienten die Chondromalazie der Kniescheibe häufiger vorkommt. Er wies aber auch nach, daß schon bei über 20-jährigen chondromalazische Veränderungen gefunden werden.
WILES et. al. (39) kamen dann zu dem Ergebnis, daß die Chondromalacia patellae schon häufig während des zweiten Lebensjahrzehnts beginnt und ab dem 30. Lebensjahr nahezu jeder Knorpel pathologisch verändert ist.
GRUETER (18) fand bei unter 20-jährigen bereits zu 50 % Veränderungen.
OUTERBRIDGE (28) sah 1961 bei 196 wegen einer Meniskektomie vorgenommenen Arthrotomien zu 40 % abnormen Patellaknorpel bei

Patienten unter 30 Jahren und zu 71 % bei Über 50-jährigen.

Beachtenswert ist die Untersuchung von SCHNEIDER (36), der chondromalazische Veränderungen bei 22 von 25 Vertragsfußballspielern nachwies, wobei nur einer der Betroffenen älter als 30 Jahre war.
Bei der vorstehend aufgezeigten Untersuchung des hiesigen Institutes wiesen nur 8 von 60 Kniescheiben einen gesunden Knorpel auf.
5 Patellen (8,3 %) zeigten Chondromalazie 1. Grades,
20 Patellen (33,3 %) zeigten Veränderungen 2. Grades,
27 Patellen (45,0 %) wiesen Knorpelveränderungen 3. Grades auf.

D Klinik der Chondromalacia patellae

Die Chondromalacia patellae ist eine der Krankheiten, die trotz der Häufigkeit ihres Vorkommens relativ selten diagnostiziert wird. Dies liegt ganz offenbar daran, daß sie in der Mehrzahl der Fälle symptomlos verläuft und damit dem klinischen Nachweis entgeht. Kommt der Patient aber mit Beschwerden zum Arzt, so wird die Erkrankung nur allzu häufig als Kniedistorsion, Meniskopathie oder Kapselreizung diagnostisch unrichtig eingeordnet. Die insoweit unrichtig gestellte Diagnose hat vor allem für den chirurgischen Eingriff ihre Konsequenzen. VIERNSTEIN (37) führt hierzu zutreffend aus: "Ein weiterer Fehler, der häufig gemacht wird, wenn die Diagnose Chondromalazie verfehlt wird, liegt auf chirurgischem Gebiet. Da sowohl beim Meniskusschaden als auch bei der Chondromalazie Einklemmungserscheinungen, plötzliches Nachgeben des Kniegelenkes und eine Ergußbildung beobachtet werden, wird manch unschuldiger Meniskus, der sich leicht über die Tibiakante luxieren läßt, exzidiert und die Chondromalacia patellae übersehen."

1) Symptombild der Chondromalazie

Während die femoro-patellare Arthrose radiologisch eindeutig zu diagnostizieren ist, bietet die Diagnose der Chondromalacia patellae mehr Schwierigkeiten. Das Symptombild wird von FICAT (12) unter dem Namen Patellasyndrom zusammengestellt.

a) Spontanschmerz:
Der Schmerz ist unter der Patella lokalisiert; selten an ihrem medialen Rande; gelegentlich auch in der medialen Gelenkspalte, was zur Fehldiagnose Meniskusschaden führen kann.

b) Provozierter Schmerz:
- Der Schmerz tritt bei dorsaler Palpation der Patellagelenkflächen auf; bei Perkussion und bei Verschieben der Patella wird er medial oder lateral wahrgenommen.
- FRÜND'sches Zeichen: Schlag auf die Patella bei angespanntem Quadriceps.
- ZOHLEN'sches Zeichen: Die Patella wird bei gestrecktem

Knie vom Untersucher dorsal gedrückt und der Patient aufgefordert, den Quadriceps anzuspannen.
- Aufstehschmerz: Aufrichten aus tiefer Kniebeuge bei aufgerichtetem Oberkörper, d. h. mit nach rückwärts verlagertem Schwerpunkt.

c) Krepitation:
Das retropatellare Reiben wird vom Untersucher bei passiver Bewegung der Kniescheibe häufig besser gefühlt als gehört.

d) Anamnestisch ergibt sich
- der Hyperpressionsschmerz: beim Aufstehen nach längerem Sitzen in extremer Beugestellung (Theater / Autofahrt)
- das "Giving-away" -Phänomen: plötzliches Einknicken des Kniegelenkes beim Treppauf- und vor allem beim Treppabsteigen.

2) Röntgenuntersuchung

Die röntgenologische Darstellung einer Chondromalacia patellae ist mit gewöhnlichen Profil- und a. p. Aufnahmen kaum zu erreichen.
Eine zuverlässige Beurteilung des femoro-patellaren Gleitlagers und der Formvarianten der Patella erlauben aber spezielle Defilee-Aufnahmen, d. h. Aufnahmen, bei denen der Zentralstrahl tangential durch das femoro-patellare Gelenk bei einer Beugung von 30^{0}, 60^{0} und 90^{0} zielt (FICAT; 13)

3) Konservative Therapie

Bei geringfügigem Untersuchungsbefund und falls die subjektiven Beschwerden im Vordergrund stehen, sollte man versuchen, mit konservativen Maßnahmen die Beschwerden zu lindern.
Die konservativen Behandlungsvorschläge sind sehr zahlreich und gliedern sich in 3 große Gruppen (RÜTER; 35):

a) Verbesserung der Statik
- Gewichtsabnahme: In die Berechnung des retropatellaren Druckes geht die Beugestellung des Kniegelenkes als variable, das Körper-

gewicht aber als konstante Größe ein. Gewichtsabnahme reduziert diese konstante Größe und damit gleichzeitig den retropatellaren Druck.

- Muskeltrainung: gezieltes Bewegungs- und Laufprogramm zur Stärkung der Streckmuskulatur, vor allem des M. vastus medialis.

b) Physikalische Maßnahmen: Fango, Moor, Kälte, Kurzwelle, Iontophorese, Ichthyol-Salbe.

c) Medikamentöse Behandlung:

- Symptomatisch: Analgetica, Antirheumatica
- Knorpelschutztherapie: Glucosamine ("Dona 500")
  Mukopolysaccharide ("Arteparon")
  Knorpel-Knochen-Extr. ("Arumalon")
  Cortison (sehr umstritten!)
  Salicylsäure

4) Operative Therapie

Die Indikation zur Operation muß sich an dem subjektiven und objektiven Schweregrad des Leidens orientieren.

a) Palliative Operationen

Eine Verbesserung der Gleitfläche soll die sog. Gelenktoilette bewirken. Sie beinhaltet neben der Abrasio, einer rein mechanischen Säuberung und Glättung der Patella durch Entfernung rauher und zottiger Knorpelpartien, die Resection eines hypertrophischen Corpus adiposum und die Synovektomie. Der Langzeiterfolg dieser OP-Methode wird heute mehr und mehr bezweifelt: der optische Eindruck der wieder glatten Knorpelflächen verleite zu Illusionen über die verbleibende Knorpelqualität und Gleitfähigkeit der Patella (RÜTER; 35).

b) Kausale Operationen

Die Kapselplastik nach ALI-KROGIUS oder das Versetzen der Tuberositas tibiae lateral oder medial nach ROUX sollen die Gleitbahn der Patella normalisieren.

Die Ventralisation der Tuberositas tibiae nach BANDI (2) ist das heute gebräuchlichste Operationsverfahren. Es zielt darauf ab,

neben der Reduktion der Schmerzen, eine Ausschaltung oder zumindest Herabsetzung der den Knorpel zerstörenden Prozesse, vorwiegend des retropatellaren Druckes, herbeizuführen.

MAQUET (25) schlug als erster vor, durch Unterlegen eines corticospongiösen Spans das Ligamentum patellae vor seinem Ansatz an der Tuberositas tibiae anzuheben, um über die Verbesserung der Hebelarmwirkung der Streckmuskulatur eine Reduktion des retropatellaren Druckes zu erzielen.

1972 griff BANDI (1) diesen Gedanken auf und führte Druckmessungen an einem Kniemodell und an Leichenknien durch. Seine Untersuchungsergebnisse änderten und standardisierten die MAQUET'sche OP-Technik dahingehend, daß die Tuberositas tibiae selbst durch Unterschieben eines Knochenkeils um 10 mm ventral verlagert wurde. Mit dieser Ventralkippung der Tuberositas erzielte BANDI - je nach der Beugestellung des Knies - eine meßbare Verminderung der femoro-patellaren Druckkräfte um 25 % bis 45 %.

Die Ventralisation der Tuberositas tibiae findet seither breite Anwendung. Viele Autoren berichten über sehr gute und gute Ergebnisse mit dieser Methode, wobei die Angaben zwischen 60 % und 90 % liegen.

Retinakulumspaltung

VIERNSTEIN und WEIGERT (37) schlugen 1968 die Spaltung der Retinacula patellae (Abb. 8) als eine für die Behandlung der Chondromalacia patellae wirksame Operationsmethode vor:

Ein bogenförmiger Schnitt wird an der Außenseite der Patella angelegt; die Fascia lata und die Retinacula lateralia der Patella werden von der Rektussehne beginnend bis zum Ligamentum patellae eingekerbt. Danach erfolgt schichtweiser Verschluß der Haut.

Abb. 8: Retinakulumspaltung nach VIERNSTEIN / WEIGERT (37)

VIERNSTEIN und WEIGERT halten die Retinakulumspaltung für indiziert, wenn durch Dysplasien und laterale Fehlstellungen der Patella das von FICAT beschriebene Hyperpressionssyndrom besteht. Die laterale Retinakulumspaltung soll das Überwiegen der lateralen Zugkräfte und die Verkippung der Patella beseitigen (Abb. 9).

Abb. 9: Die Retinakulumspaltung normalisiert die Position der Patella

Anlaß für die Entwicklung dieses Operationsverfahrens gab die medizinische Betreuung von Fußballspielern der Bundesliga, bei denen chondromalazische Veränderungen fast immer auf eine Lateralisation der Patella, bedingt durch ein Übergewicht des extrem hochgezüchteten M. vastus lateralis gegenüber dem M. vastus medialis, zurückzuführen war (FICAT'sches Hyperpressionssyndrom). Die seinerzeit (1968) üblichen Operationsverfahren zur Behandlung einer Chondromalazie, wie z. B. die Abrasio, schienen zum einen aber wenig geeignet, den betroffenen Sportlern die Hochleistungsfähigkeit zurückzugeben. Andererseits hätten die lange Dauer der Ruhigstellung und der damit verbundene Konditionsrückgang auch die berufliche Existenz in Frage gestellt. Die Retinakulumspaltung erfordert dagegen nur eine Ruhigstellung von 10 Tagen und bereits 4 Monate nach dem Eingriff kann der Sportler sein Hochleistungstraining wieder aufnehmen.

1976 berichten BAUMANN und LEICHS (4) über 57 Fälle, bei denen sie die Retinakulumspaltung durchgeführt hatten:

58 % der Patienten waren mit dem Operationsergebnis sehr zufriden, d. h. sie wurden wieder voll sport- und berufsfähig und hatten auch bei längerer Belastung keine Beschwerden. 17,5 % der Patienten waren lediglich zufrieden. Sie klagten über gelegentliche Beschwerden nach stärkerer Belastung bei Sport oder beruflicher Aktivität. 24,5 % der Patienten waren unzufrieden, da es bei ihnen zu keiner Besserung der präoperativen Beschwerden gekommen war.

BAUMANN und LEICHS (4) unterzogen die 24,5 % "Versager" einer besonderen Nachuntersuchung und stellten unter ihnen einen hohen Prozentsatz Patellatypen WIEBERG III und IV, sowie Femurdysplasien fest. Sie bezeichnen diese Patellatypen und Dysplasien deshalb auch als Kontraindikation für eine Retinakulumspaltung und postulieren ihren Ausschluß durch gründliche Voruntersuchungen.

Als Vorteile der Retinakulumspaltung nennen sie:
a) Es handelt sich um einen kleinen Eingriff.
b) Eine postoperative Ruhigstellung ist nicht erforderlich (nach VIERNSTEIN (37) jedoch für 10 Tage).
c) Der Weg für weitere operative Maßnahmen bleibt offen.
d) Bei kritischer Indikation ergibt sich eine gute Erfolgsquote (73 % gut bzw. befriedigend).

Es ist faszinierend, daß ein so leicht durchzuführender Eingriff, wie die Retinakulumspaltung, die immensen retropatellaren Druckkräfte so entscheidend positiv verändern und dadurch das Entstehen der Chondromalazie verhindern bzw. die Erkrankung zum Stillstand bringen soll. Dennoch wird die Retinakulumspaltung heute aber meist nur als Ergänzung anderer Operationsmethoden angewandt, z. b. bei der Operation nach ELMSLIE oder BANDI, die die Verlagerung der Tuberositas mit der Spaltung des lateralen Retinakulum kombinieren.
Die Retinakulumspaltung nur als "Ergänzung" anderer Operationsmethoden anzuwenden, erklärt sich wohl dadurch, daß die Theorie der Druckentlastung bisher allein durch positive Behandlungsergebnisse belegt werden konnte, während eine exakte zahlenmäßige

Angabe über die resultierende Druckverminderung bis heute aber nicht vorliegt.
In der von uns durchgeführten Untersuchung sollte deshalb versucht werden, die Auswirkung der Retinakulumspaltung auf den retropatellaren Druck meßtechnisch zu erfassen.

Spaltung der Plica mediopatellaris

Die Spaltung der Plica synovialis mediopatellaris wurde unseres Wissens bisher als operative Therapie der Chondromalacia patellae noch nicht angewandt. Dieser Eingriff verdient dessen ungeachtet aber Beachtung, weil die Arbeiten von PATEL, WATANABE et al. (31), sowie die Ergebnisse der vorstehend beschriebenen anatomischen Untersuchung des hiesigen Institutes zu der Überlegung geführt haben, ob es nicht sinnvoll sei, eine im Rahmen einer arthroskopischen Untersuchung vorgefundene Plica medialis zu spalten, um dadurch das Entstehen einer Chondromalazie zu verhindern bzw. die Progredienz eines schon bestehenden Knorpeldefektes zu stoppen.

Im Rahmen der von uns durchgeführten Untersuchung über Auswirkung der Retinakulumspaltung wurde deshalb auch die Spaltung der Plica medialis vorgenommen. Es galt insoweit ebenfalls eine Änderung des retropatellaren Druckes meßtechnisch zu erfassen.

II MATERIAL UND METHODE

A Dehnungsmeßstreifen (DMS) als passive Meßwertaufnehmer

Die mathematische Berechnung des retropatellaren Druckes ist auf Seite 11 dargestellt. Die Messung selbst - z. B. mit Hilfe eines Druckaufnehmers - gestaltet sich demgegenüber recht schwierig.

Allein der Umstand, daß das Kniegelenk zum Einbringen einer Meßzelle eröffnet und zur Befestigung die Patellarückfläche oder das femorale Gleitlager verändert werden müssen, läßt befürchten, daß ein wie auch immer ausfallendes Meßergebnis fehlerhaft ist, da eine oder sogar mehrere Größen, die den retropatellaren Druck ausmachen, verändert werden. Für unsere Untersuchungen wäre das Einbringen einer solchen Meßzelle ein weit größerer "operativer" Eingriff als die Retinakulumspaltung bzw. die Spaltung der Plica medialis selbst.

Wir haben uns deshalb für die Verwendung von Dehnungsmeßstreifen (DMS) entschieden, mit denen nicht der Druck selbst, sondern die bei der Beugung auftretende Dehnung der Patella gemessen werden kann (Abb. 10). Die DMS haben nur eine Dimension von 8,3 x 4,7 x 0,15 mm. Das Ligamentum patellae braucht bei seiner Benutzung deshalb nur auf einer Fläche von ca. 9 x 5 mm^2 abgeschabt zu werden.

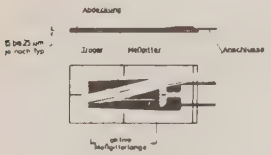


Abb. 10: Aufbau eines Dehnungsmeßstreifen (DMS) nach HOFFMANN (20)

Wir glauben, daß die relativ einfache Applikation der DMS auf die Patellaoberfläche eine den retropatellaren Druck beeinflussende Größe nur so geringfügig verändert, daß ein daraus resultierender Meßfehler so klein wie möglich gehalten werden kann.

In dem DMS fanden wir zudem Meßwertaufnehmer, mit denen Dehnungen bzw. Stauchungen der Patella in µm/m-Größe aufgezeichnet werden konnten.

Das Arbeitsprinzip der DMS sei im nachfolgenden kurz beschrieben (HOFFMANN; 22):
Jeder Gegenstand, der einer mechanischen Belastung ausgesetzt wird - also auch die Patella -, erfährt eine physikalische Spannungsänderung. Dehnungsmeßstreifen registrieren diese physikalische Veränderung - sei es eine Dehnung oder Stauchung - und modulieren sie in die elektrische Größe "Widerstand", wenn elektrischer Strom als Hilfsenergie zugeführt wird.
Zur Registrierung dieser Widerstandsänderung bedarf es einer "Meßkette" (Abb. 11): Das erste Glied dieser Kette ist der DMS. Er wird in eine Ergänzungsschaltung einbezogen und bildet zusammen mit dieser eine Wheatstonesche Brücke. Ein Generator liefert die Hilfsenergie, mit der die Wheatstonesche Brücke gespeist wird. Jede durch eine Verformung (Dehnung / Stauchung) bewirkte Widerstandsänderung verstimmt die zuvor abgeglichene Brückenschaltung. Als Folge der Brückenverstimmung entsteht an den Ausgangsklemmen der Brückenschaltung eine der Brückenverstimmung (V) proportonale Spannungsänderung (U_A/U_E; $V \sim U_A/U_E$). Diese wird einem Verstärker zugeführt, der sie in ein verstärktes Ausgangssignal überführt. Ein nachgeschaltetes Anzeigegerät zeigt den Betrag des Meßsignals an.

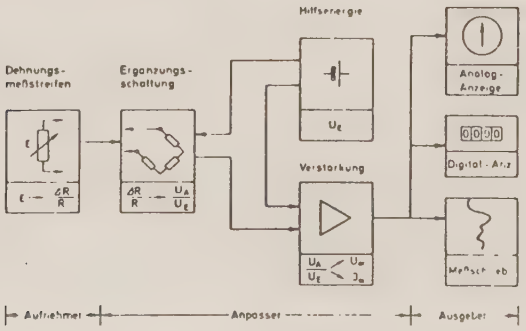


Abb. 11: Schematischer Aufbau der Meßkette nach HOFFMANN (22)

Übertragen auf unser Versuchsvorhaben ließ sich postulieren, daß jede bei der Beugung des Kniegelenks auftretende Druckänderung mit einer mittels DMS meßbaren Spannungsänderung der Patella einhergeht.

Darüber hinaus müßte festzustellen sein, ob die Retinakulumspaltung bzw. Spaltung der Plica medialis durch Änderung des retropatellaren Druckes eine meßbare Spannungsänderung an der Patella verursachen.

1) Beziehung zwischen Belastung und Spannungsverhalten

Die rechnerische Ermittelung der Spannung (Belastung) aus den mit DMS gemessenen Dehnungen oder Stauchungen ist an sich leicht möglich. Zur Berechnung müssen die als Kennwerte bezeichneten Eigenschaften des zu untersuchenden Werkstoffes bekannt sein, u. a. des Elastizitätsmodul. Dieser auch E-modul genannte Kennwert, der das Verhältnis der Normalspannung σ zu der Dehnung ε angibt, wird bei Werkstoffen gleicher Art und gleicher Fertigungsserie dadurch bestimmt, daß man ein Exemplar des zu untersuchenden Materials in einem Prüflaboratorium einen Zug- oder Druckversuch unterzieht und das dabei ermittelte Elastizitätsmodul auch für die übrigen Exemplare annimmt (HOFFMANN; 20/21).

Dieses für industrielle Produkte übliche Materialprüfverfahren ist aber für unser Versuchsvorhaben nicht anwendbar (HOFFMANN; 20/21) da die einzelnen Kniescheiben nicht als "Werkstoffe gleicher Art" angesehen werden dürfen: Da jede Patella auf Grund unterschiedlicher Dichte, Größe, Alter etc. ein anderes Spannungsverhalten und deshalb ein anderes E-modul hat, ist es nicht gestattet, die exemplarisch an einer Patella bestimmten Materialkennwerte den anderen Kniescheiben zuzuordnen. Bei unseren Untersuchungen stellt demnach das jeweils unterschiedliche E-modul der Patella den limitierenden Wert für die Umrechnung von Dehnung / Stauchung in Spannung dar, so daß eine Zuordnung von Höhe der Dehnung / Stauchung zu Belastung in Kilopond nicht möglich ist. Wir mußten uns

deshalb damit begnügen, die jeweils nach der Retinakulum-spaltung und der Plicaspaltung auftretenden Spannungsände-rungen als Ergebnis zu werten.

Obwohl die Meßwerte des einen Kniegelenkes nicht mit denen der anderen vergleichbar sind, haben wir dennoch in einem Vorversuch ein Kniegelenk einem Belastungstest unterzogen, um wenigstens eine ungefähre Angabe über das Verhältnis von Dehnung zu Belastung machen zu können. Bei diesem Vorversuch haben wir uns davon leiten lassen, daß das jeweilige Spannungs-verhalten der Kniescheiben nur in gewissem Rahmen voneinander abweicht. Wir meinen, die im Belastungstest exemplarisch an einer Kniescheibe gewonnenen Ergebnisse als Orientierungshilfe für die Bewertung der nach Retinakulum- bzw. Plicaspaltung er-haltenen Meßdaten heranziehen zu können.

Die Durchführung der Untersuchung und die bei diesem Belastungs-test gewonnenen Einzelergebnisse sind im Anhang auf Seite 57 ff eingehend beschrieben.

Hier soll nur das Endresultat wiedergegeben werden:
Die an der Oberfläche der Patella am Ort des DMS entstehende Dehnung ε beträgt bei Belastung der Patella mit 1 kg Gewicht

$$\varepsilon = 1\,\mu m/m.$$

2) Der Applikationsort des DMS

Bei allen Messungen war der DMS auf der Mitte der lateralen Patellaoberfläche, quer zur Längsachse des Femur aufgebracht. Die nachfolgend aufgezeigten Meßdaten sind also Ausdruck der Querdehnung / -stauchung der Patella an dieser Stelle.
Der Applikationsort des DMS war im Rahmen einer Voruntersuchung festgelegt worden, in der darüber hinaus auch der technische Ablauf unseres Versuchsvorhabens überprüft und eingeübt wurde. Für diese Untersuchung standen uns vier Leichenkniegelenke

in situ zur Verfügung. Zur Festlegung der Applikationsstelle wurden auf die Kniescheiben je vier DMS aufgebracht (Abb. 12).

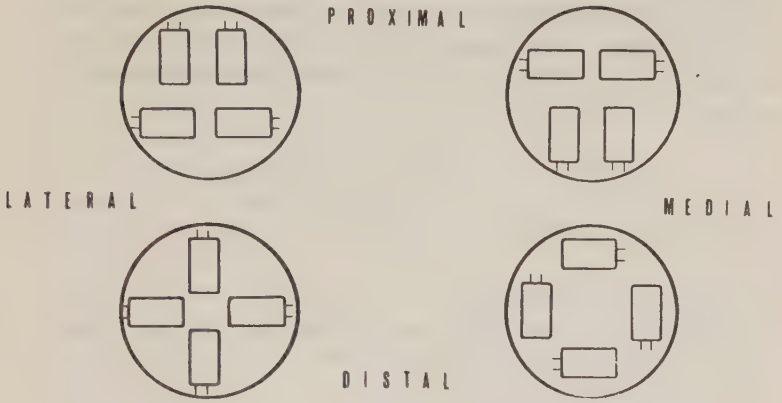


Abb. 12: Variation der DMS-Applikation in der Voruntersuchung

Die Position der DMS an acht verschiedenen Stellen der Patellaoberflächen einerseits und die Lage der DMS längs oder quer zur Längsachse des Femur andererseits erlaubten insgesamt die Überprüfung von 16 Applikationsvariationen.

Abb. 13: DMS in situ

Die Auswertung der jeweils vor und nach Retinakulum- bzw. Plicaspaltung abgeleiteten Meßdaten des Spannungsverhaltens wies die Mitte der lateralen Patellaoberfläche und Applikation des DMS quer zur Längsachse des Femur als beste Position aus (Abb. 13). Allein an dieser Stelle konnten nennenswerte Spannungsänderungen nach der Retinakulumspaltung oder der Plicaspaltung gefunden werden.

B Untersuchungsmaterial

Wir nahmen unsere Messungen an 20 Leichenkniegelenken vor, die uns im Pathologischen Institut der hiesigen Universitätsklinik zur Verfügung standen.
Die Auswirkung der Retinakulumspaltung konnte an 14 Kniegelenken beobachtet werden; die Spaltung der Plica medialis wurde an 6 Kniegelenken untersucht.
Die Messungen wurden zeitlich 18 - 25 Stunden post mortem ausgeführt. Untersuchungen vor Ablauf von 18 Stunden post mortem waren auf Grund gesetzlicher Bestimmungen nicht möglich.

Die für die Untersuchung zur Verfügung stehenden Kniegelenke waren anamnestisch unauffällig und die Gelenkteile von normaler Konfiguration; die Knorpel, nach Beendigung der Messung inspiziert, zeigten die altersentsprechenden Knorpelveränderungen.

Das Alter der Verstorbenen (Tab. 1) lag - bedingt durch die natürliche hohe Altersverteilung im Obduktionsgut einer dem Klinikum angeschlossenen pathologischen Einrichtung - bei durchschnittlich 63,9 Jahren.

Tab. 1:
Altersverteilung des Untersuchungsmaterials

Lebensalter	Anzahl der Kniegelenke
30 - 50	2
51 - 60	4
61 - 70	6
71 - 80	8

C Spaltung des Retinakulum laterale

Ventral über dem Kniegelenk wird von proximal nach distal ein Hautschnitt von ca. 20 cm Länge gelegt, der vom unteren Drittel des Quadriceps bis zur Tuberositas tibiae reicht. Durch vorsichtiges Abpräparieren des Unterhautfettgewebes nach dorsal lateral und medial legt man dann das Kniegelenk frei und entfernt das Ligamentum patellae in der Mitte der lateralen Patellafacette auf einer Fläche von 9 x 5 mm^2. Die freigelegte Knochenpartie wird alsdann mit Aceton von restlichen Bindegewebspartikeln befreit, der DMS mit einem Spezialkleber quer zur Längsachse des Femur aufgebracht und daran anschließend (Abb. 14) mit den Meßgeräten verbunden.

Abb. 14: DMS und Meßwertaufnehmer werden zur "Meßkette" verbunden

Das Kniegelenk wird aus der Streckstellung, die wir mit 0^0 Beugewinkel bezeichnen, manuell gebeugt. Die bei 30^0, 60^0, 90^0 und 120^0 angezeigten Meßdaten werden am Anzeigegerät

abgelesen. Ein an dieses Anzeigegerät angeschlossener Schreiber zeichnet die während der gesamten Beugung auftretenden Meßdaten auf. Da bei manueller Beugung die einzelnen Zeiten für jede Messung schwanken, werden die Beugestellungen bei 30^{o}, 60^{o}, 90^{o} und 120^{o} auf dem Diagramm markiert (Abb. 15) Jede Beugung wird zweimal wiederholt, um die Meßwerte auf ihre Reproduzierbarkeit zu überprüfen. Nur so läßt sich feststellen, ob allein durch einmalige Beugung die Mechanik im Leichenknie so entscheidend verändert wird, daß sich andere Meßwerte ergeben. In einem solchen Fall wären die nach der Retinakulumspaltung bzw. Plicaspaltung ermittelten Daten wertlos.

Unmittelbar nach diesen 3 Messungen wird das Retinakulum gespalten: Die Fascia lata und das Retinakulum laterale werden von der Rectussehne beginnend bis zum Ligamentum eingekerbt. Anschließend wird das Kniegelenk, wie oben beschrieben, nochmals gebeugt; Auch hier werden die Meßwerte registriert und wird die Messung zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Werte jeweils zweimal wiederholt.

D Spaltung der Plica synovialis mediopatellaris

Zur Spaltung der Plica medialis ist es notwendig, die Quadricepssehne dicht oberhalb der Patella auf einer Länge von ca. 3 cm längs zu durchtrennen und das mediale Retinakulum mit einem ca 0,5 cm langen Schnitt quer zu incidieren.

Da nicht ausgeschlossen werden kann, daß die Manipulation an Quadricepssehne und medialem Retinakulum allein für sich Einfluß auf die Meßergebnisse hat, werden diese Schnitte vor Meßbeginn angelegt und wieder vernäht.

Anschließend werden, wie schon im Zusammenhang mit der Retinakulumspaltung beschrieben, der DMS aufgebracht und 3 Messungen bei manueller Beugung durchgeführt.

Zur Spaltung der Plica medialis werden die Nähte an Quadricepssehne und medialem Retinakulum gelöst; alsdann wird die Plica durch den Schnitt in der Quadricepssehne aufgesucht und mit den Fingern fixiert. Durch die Öffnung im medialen Retinakulum wird die fixierte Plica durchtrennt. Danach werden die zwei Öffnungen erneut durch eine Naht verschlossen.

Das Kniegelenk wird, wie vorstehend beschrieben, gebeugt. Die Meßwerte werden registriert und wird die Messung zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Werte zweimal wiederholt.

III ERGEBNISSE DER RETINAKULUMSPALTUNG

A Auswertung der Meßergebnisse

Die physikalische Spannungsänderung der Patella nach der Retinakulumspaltung wurde an 14 Leichenknien gemessen. Die Meßergebnisse (Tab. 2) zeigten keine Abhängigkeit vom Alter der Verstorbenen. Auch die Geschlechtsverteilung (57 % ♀ , 43 % ♂) wies keinen Zusammenhang mit den abgelesenen Meßdaten auf. Eine besondere Aufschlüsselung nach Alter und Geschlecht erfolgt deshalb nicht.

Es sei besonders angemerkt, daß die Meßwerte für jedes Kniegelenk sowohl vor der Retinakulumspaltung als auch nach der Retinakulumspaltung reproduzierbar waren. Es konnte somit sichergestellt werden, daß die nach Retinakulumspaltung registrierten Spannungsänderungen an der Patellaoberfläche nur durch die Retinakulumspaltung selbst verursacht wurden und nicht etwa auf die mehrfach Beugung und Streckung des Kniegelenkes zurückzuführen waren. Während der Messung wurden die Meßdaten der Analoganzeige mit einem Meßschreiber (Abb. 15) festgehalten.

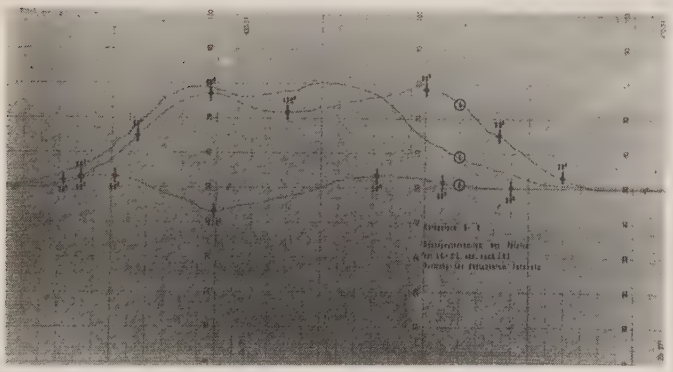


Abb. 15: Kniegelenk Nr. X
Spannungsverhalten der Patella vor (A + C) und nach (B) Spaltung des Retinakulum laterale

Tab. 2:

Meßdaten vor und nach Retinakulumspaltung

Knie	I		II		III		IV		V		VI		VII	
µm/m bei	vor	nach	vor	nach	vor	nach	vor	nach	vor	nach	vor	nach	vor	nach
30°	4	0	2	0	2	0	4	0	16	0	16	1	4	0
60°	12	0	10	0	8	2	10	0	38	4	26	5	10	1
90°	30	- 4	24	- 2	10	4	12	- 4	48	11	38	9	14	- 3
120°	22	-10	12	-20	6	- 2	4	-20	4	- 7	7	- 4	0	- 2

Knie	VIII		IX		X		XI		XII		XIII		XIV	
µm/m bei	vor	nach	vor	nach	vor	nach	vor	nach	vor	nach	vor	nach	vor	nach
30°	4	0	2	0	4	0	4	0	0	0	0	0	8	0
60°	6	4	18	5	32	2	8	0	4	0	18	0	20	2
90°	10	6	22	- 2	70	6	10	2	8	2	40	8	54	0
120°	25	20	34	-12	50	-16	6	- 4	6	- 2	34	-10	40	-20

Zum besseren Verständnis der Auswertung der Meßdaten sei vorab auf folgendes hingewiesen:
Die einzelnen Zahlen geben die Spannungsänderung an der Patellaoberfläche in µm/m wieder (HOFFMANN; 20/21).
Beispiel: Die Angabe (+) 12 zeigt eine Oberflächendehnung von 12 µm/m an.
Die Angabe - 12 zeigt eine Stauchung der Patellaoberfläche von 12 µm/m an.

1) Auswertung der Meßergebnisse vor der Retinakulumspaltung

Die Meßdaten aller 14 Kniegelenke liegen vor Spaltung des Retinakulum laterale im positiven Skalenbereich. Die bei Beugung auf die Patella einwirkende Belastung führt also zu einer Dehnung der Patellaoberfläche.
Bei 12 Messungen ist das jeweilige Dehnungsverhalten zwischen 30^{0} und 120^{0} Beugewinkel identisch: Zwischen 30^{0} und 90^{0} nimmt die Dehnung kontinuierlich zu. Zwischen 90^{0} und 120^{0} Beugung - also wenn die Patella in die Fossa intercondylaris hineinrutscht - sinkt die Dehnung wieder ab. Diese Dehnungsabnahme liegt bezogen auf die Dehnung bei 90^{0} zwischen maximal 100 % (Nr. VII) und minimal 15 % (Nr. XIII).

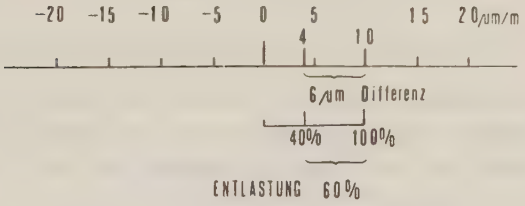
Das Ergebnis für die Kniegelenke VIII und IX weicht davon etwas ab. Die kontinuierliche Dehnungszunahme setzt sich während der gesamten Beugung bis 120^{0} fort. Der ansonsten beobachteten Dehnungsabnahme zwischen 90^{0} und 120^{0} steht hier eine weitere Zunahme von 60 % bzw. 35 % gegenüber.

2) Auswertung und Vergleich der Meßergebnisse nach Spaltung des Retinakulum laterale

Die Meßdaten nach der Retinakulumspaltung zeigen prima facie, daß an allen Kniegelenken die jeweilige Oberflächendehnung der Patella im Vergleich zu vorher beträchtlich abnimmt. Während sie bei 30^{0} und 60^{0} Beugewinkel entweder stark vermindert ist oder völlig fehlt, wird bei 90^{0} - Beugung 5-mal - und bei 120^{0} - Beugung 13-mal - ein Übergang von Dehnung in Stauchung registriert.

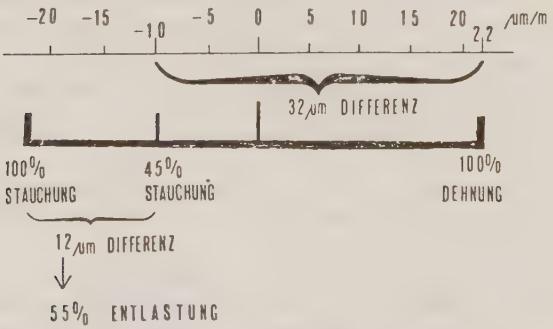
Das Auswertungsverfahren für die nach der Retinakulumspaltung aufgetretenen Spannungsänderungen sei an 3 Beispielen dargestellt:

a) 90° Beugung
10 µm/m vor Retinakulumspaltung
4 µm/m nach Retinakulumspaltung



Die Dehnung der Patellaoberfläche hat nach der Retinakulumspaltung um 60 % abgenommen; d. h. daß die das Spannungsverhalten der Patella bedingenden Kräfte um 60 % reduziert sind.

b) 120° Beugung
22 µm/m vor Retinakulumspaltung
-10 µm/m nach Retinakulumspaltung

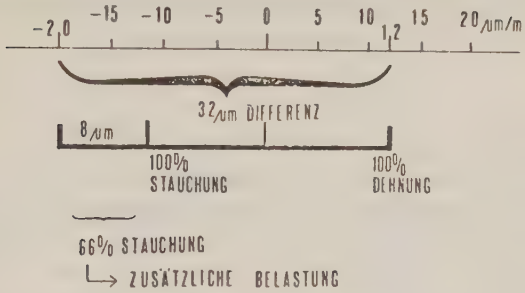


Die Retinakulumspaltung hat die Belastung der Patella um 55 % reduziert. Andererseits wurde die Gelenkmechanik derart verändert, daß die noch bestehenden Kräfte (10 µm/m) die Patellaoberfläche nicht mehr dehnen sondern stauchen.

c) 120° Beugung

12 µm/m vor Retinakulumspaltung

-20 µm/m nach Retinakulumspaltung



Die Retinakulumspaltung hat durch Veränderung der Gelenkmechanik zu einer Stauchung geführt. Darüber hinaus wurde der Druck im Kniegelenk noch erhöht, so daß an der Patellaoberfläche eine Mehrbelastung (-12 µm + (-) 8 µm = 20 µm) von 66,7 % registriert wird.

Kniegelenk Nr. I: Alter 63 J. / Geschlecht ♂

	vor Retinakulumspaltung	nach Retinakulumspaltung	prozentuale Druckentlastung d. Patella
30°	4 µm	0 µm	100 %
60°	12 µm	0 µm	100 %
90°	30 µm	- 4 µm	87 %
120°	22 µm	-10 µm	54 %

Nach der Retinakulumspaltung wird bis 60° keine Spannung registriert. Ab 90° wird die Patella zunehmend gestaucht.
Die Spaltung des Retinakulum hat den retropatellaren Druck so sehr reduziert, daß die vorher bei 30° und 60° an der Patellaoberfläche gemessene Dehnung von 4 bzw. 12 um nicht mehr auftritt. Mit anderen Worten ist bei diesen Beugewinkeln die zur Dehnung der Patella notwendige Kraft um 100 % vermindert.

Für 90° und 120° zeigt sich zwar ebenfalls eine Druckentlastung von 87 % und 54 %, die Gelenkmechanik wurde aber durch die Retinakulumspaltung dahingehend verändert, daß die Druckkräfte das Spannungsverhalten der Patella umkehren und die Belastung als Stauchung gemessen wird.

Kniegelenk Nr. II: Alter 63 J. / Geschlecht ♂

	vor Retinakulumspaltung	nach Retinakulumspaltung	prozentuale Druckentlastung d. Patella
30°	2 µm	0 µm	100 %
60°	10 µm	0 µm	100 %
90°	24 µm	- 2 µm	91 %
120°	12 µm	-20 µm	0 % ⟶ 66,7 % Mehrbelastung

Die Retinakulumspaltung bewirkt für die Beugung bis 60° eine 100 %-ige Entlastung der Patella. Bei 90° zeigt die auftretende Stauchung eine Änderung der Gelenkmechanik an. Die Stauchung von 2 µm ist jedoch - gemessen an 24 µm vorher - so gering, daß eine Entlastung von 91 % resultiert.
Zwischen 90° und 120° Beugung nimmt die Stauchung erheblich zu. Mit -20 µm ist sie um 66,7 % größer als vorher die Dehnung von 12 µm.
Der Gleitweg der Patella wurde also derart verändert, daß sie bei 120° nicht nur gestaucht wird, sondern auch der dabei auftretende Druck wesentlich größer als vor Retinakulumspaltung ist.

Kniegelenk Nr. III: Alter 79 J. / Geschlecht ♂

	vor Retinakulumspaltung	nach Retinakulumspaltung	prozentuale Druckentlastung d. Patella
30°	2 µm	0 µm	100 %
60°	8 µm	2 µm	75 %
90°	10 µm	4 µm	60 %
120°	6 µm	-2 µm	67 %

Die Patella wird bei 30° Beugung vollständig entlastet. Die Abnahme der Dehnung bei 60° und 90° sowie die geringe Stauchung bei 120° zeigen an, daß die Belastung der Patella auch in diesem Bereich durch die Retinakulumspaltung erheblich vermindert wird.
Die nah beieinander liegenden Werte lassen die Aussage zu, daß die durchschnittliche Entlastung der Patella allein im Bereich zwischen 60° und 120° Beugung 67 % beträgt.

Kniegelenk Nr. IV: Alter 79 J. / Geschlecht ♂

	vor Retinakulumspaltung	nach Retinakulumspaltung	prozentuale Druckentlastung d. Patella
30°	4 µm	0 µm	100 %
60°	10 µm	0 µm	100 %
90°	12 µm	- 4 µm	67 %
120°	4 µm	-20 µm	0 % ⟶ 400 % Mehrbelastung

Die Retinakulumspaltung bewirkt an diesem Kniegelenk eine enorme Mehrbelastung der Patella im Bereich zwischen 90° und 120° Beugung.
Obgleich es bei 30° und 60° zu einer vollständigen Entlastung und bei 90° zu einer Entlastung der Patella von 67 % kommt, ist die Belastungszunahme bei 120°, die zudem als Stauchung wirkt, so hoch, daß man insgesamt von einer Verschlechterung der Druckverhältnisse nach der Retinakulumspaltung sprechen kann.

Die Daten dieses Kniegelenkes wurden in der Berechnung der durchschnittlichen Druckentlastung (s. S. 44) nicht berücksichtigt, da der Meßwert für 120° so sehr abweicht, daß ein Meßfehler nicht ausgeschlossen werden kann.

Kniegelenk Nr. V: Alter 57 J. / Geschlecht ♀

	vor Retinakulumspaltung	nach	prozentuale Druckentlastung d. Patella
30°	16 µm	0 µm	100 %
60°	38 µm	4 µm	89 %
90°	48 µm	11 µm	77 %
120°	4 µm	-7 µm	0 % → 75 % Mehrbelastung

Die Retinakulumspaltung führt im Bereich zwischen 30° und 90° zu einer erheblichen Abnahme der Dehnung an der Patellaoberfläche.
Zwischen 90° und 120° kommt es jedoch zu einer extremen Umkehr der Druckverhältnisse: Während bei 90° noch eine Dehnung von 11 µm registriert wird, ist bei 120° die Dehnung in eine relativ starke Stauchung (-7 µm) übergegangen. Der bis 90° registrierten Entlastung von durchschnittlich 88 % steht also bei 120° eine Belastungszunahme von 75 % gegenüber.

Kniegelenk Nr. VI: Alter 57 J. / Geschlecht ♀

	vor Retinakulumspaltung	nach	prozentuale Druckentlastung d. Patella
30°	16 µm	1 µm	94 %
60°	26 µm	5 µm	81 %
90°	38 µm	9 µm	76 %
120°	7 µm	-4 µm	43 %

Die Retinakulumspaltung führt im gesamten Meßbereich zu einer mehr oder weniger starken Druckentlastung der Patella. Die Entlastung wird bis 90° als Dehnungsabnahme von durchschnitt-

lich 84 % registriert.
Die bei 120° gemessene Stauchung von -4 µm stellt trotz Änderung der Belastungsrichtung eine Abnahme des auf die Patella wirkenden Druckes von 43 % dar.

Kniegelenk Nr. VII: Alter 32 J. / Geschlecht ♂

	vor Retinakulumspaltung	nach	prozentuale Druckentlastung d. Patella
30°	4 µm	0 µm	100 %
60°	10 µm	1 µm	90 %
90°	14 µm	-3 µm	78 %
120°	0 µm	-2 µm	0 % ⟶ 100 % Mehrbelastung

Die Retinakulumspaltung führt bei 30° und 60° zu einer fast vollständigen Dehnungsabnahme. Eine Veränderung der Gelenkmechanik wirkt sich ab 90° durch Stauchung der Patellaoberfläche aus, die jedoch mit -3 µm relativ gering ist, so daß von einer 78 %-igen Entlastung gesprochen werden kann.
Bei 120° geht die Stauchung in geringem Maße zurück. Die hierfür berechnete Mehrbelastung von 100 % kann angesichts der geringen Differenz der Meßdaten (0 µm bzw. -2 µm) unberücksichtigt bleiben.
Bezogen auf den gesamten Beugevorgang hat also die Retinakulumspaltung zu einer deutlichen Entlastung der Patella geführt.

Kniegelenk Nr. VIII: Alter 32 J. / Geschlecht ♂

	vor Retinakulumspaltung	nach	prozentuale Druckentlastung d. Patella
30°	4 µm	0 µm	100 %
60°	6 µm	4 µm	33 %
90°	10 µm	6 µm	40 %
120°	25 µm	20 µm	20 %

Die an diesem Kniegelenk gewonnenen Meßdaten weichen von denen der anderen Kniegelenke erheblich ab. Einerseits zeigt sich

nur eine relativ geringe Reduktion der auf die Patella wirkenden Kräfte, andererseits liegt der bei 120° gemessene Wert als einziger im positiven Skalenbereich. Auch fällt auf, daß vor der Retinakulumspaltung der Meßwert bei 120° durch seine Differenz zum Meßwert bei 90° aus dem Rahmen fällt.

Insgesamt sind die Abweichungen von den an den übrigen Kniegelenken gewonnenen Meßdaten so erheblich, daß ein Meßfehler nicht ausgeschlossen werden kann. Das Ergebnis dieser Messung wird deshalb in der nachfolgenden Berechnung der durchschnittlichen Entlastung der Patella nicht berücksichtigt.

Kniegelenk Nr. IX: Alter 71 J. / Geschlecht ♀

	vor Retinakulumspaltung	nach Retinakulumspaltung	prozentuale Druckentlastung d. Patella
30°	2 µm	0 µm	100 %
60°	18 µm	5 µm	72 %
90°	22 µm	- 2 µm	91 %
120°	34 µm	-12 µm	65 %

Die Retinakulumspaltung bewirkt bei 30° und 60° eine deutliche Abnahme der Dehnung an der Oberfläche der Patella. Obgleich bei 90° eine Stauchung registriert wird, ist der gemessene Wert (-2 µm) im Vergleich zum Meßwert vor der Retinakulumspaltung sehr gering. Dasselbe gilt für die Messung bei 120° Beugewinkel. Die bei entgegengesetzter Belastungsrichtung auftretende Druckkraft ist um 65 % geringer als vorher.

Kniegelenk Nr. X: Alter 71 J. / Geschlecht ♀

	vor Retinakulumspaltung	nach Retinakulumspaltung	prozentuale Druckentlastung d. Patella
30°	4 µm	0 µm	100 %
60°	32 µm	2 µm	94 %
90°	70 µm	6 µm	91 %
120°	50 µm	-16 µm	68 %

Die Retinakulumspaltung führt an diesem Kniegelenk zwischen 30° und 90° zu einer äußerst starken Verminderung der auf die Patella wirkenden Druckkräfte. Weniger die Angabe über die prozentuale Druckentlastung als vielmehr der Vergleich der Einzelwerte für jeden Beugegrad machen die Höhe der Entlastung deutlich.
Auch die bei 120° registrierte Stauchung von -16 µm ist relativ gering. Insgesamt bewirkt die Retinakulumspaltung eine Druckentlastung von durchschnittlich 88 %.

Kniegelenk Nr. XI: Alter 67 J. / Geschlecht ♀

	vor Retinakulumspaltung	nach Retinakulumspaltung	prozentuale Druckentlastung d. Patella
30°	4 µm	0 µm	100 %
60°	8 µm	0 µm	100 %
90°	10 µm	2 µm	80 %
120°	6 µm	-4 µm	33 %

Die Druckkräfte, die auf die Patella einwirken, sind nach der Retinakulumspaltung erheblich reduziert. Der Druckentlastung bei 30° und 60° mit 100 %, sowie der 80 %-igen Dehnungsabnahme bei 90° Beugewinkel steht bei 120° eine Stauchung gegenüber, die die Entlastung in diesem Bereich auf 33 % schrumpfen läßt. Die Meßwerte 6 µm bzw. -4 µm liegen in ihrer Größenordnung ziemlich eng beieinander, so daß man unter Berücksichtigung der registrierten Stauchung nur mit Einschränkung von einer Entlastung bei 120° sprechen kann.

Kniegelenk Nr. XII: Alter 67 J. / Geschlecht ♀

	vor Retinakulumspaltung	nach Retinakulumspaltung	prozentuale Druckentlastung d. Patella
30°	0 µm	0 µm	0 %
60°	4 µm	0 µm	100 %
90°	8 µm	2 µm	75 %
120°	6 µm	-2 µm	67 %

Die Meßdaten für das Kniegelenk Nr. XII zeigen ebenfalls eine große Entlastung der Patella nach der Retinakulumspaltung im gesamten Meßbereich.
Die bei 120° auftretende Stauchung ist relativ klein, so daß insgesamt von einer durchschnittlichen Entlastung von 80 % gesprochen werden kann.

Kniegelenk Nr. XIII: Alter 73 J. / Geschlecht ♀

	vor Retinakulumspaltung	nach Retinakulumspaltung	prozentuale Druckentlastung d. Patella
30°	0 µm	0 µm	0 %
60°	18 µm	0 µm	100 %
90°	40 µm	8 µm	80 %
120°	34 µm	-10 µm	71 %

Die Retinakulumspaltung bewirkt eine erhebliche Entlastung der Patella, die sich weniger durch die prozentuale Angabe der Entlastung als vielmehr durch den Vergleich der einzelnen Meßdaten ablesen läßt.
Die bei 120° registrierte Stauchung ist gegenüber 34 µm vor der Spaltung des Retinakulum relativ niedrig. Insgesamt ergibt sich eine Reduktion der auf die Patella wirkenden Druckkräfte von durchschnittlich 88 %.

Kniegelenk Nr. XIV: Alter 73 J. / Geschlecht ♀

	vor Retinakulumspaltung	nach Retinakulumspaltung	prozentuale Druckentlastung d. Patella
30°	8 µm	0 µm	100 %
60°	20 µm	2 µm	90 %
90°	54 µm	0 µm	100 %
120°	40 µm	-20 µm	50 %

Auch in diesem Fall ist die Abnahme des retropatellaren Druckes nach der Retinakulumspaltung recht erheblich. Be-

merkenswert ist einerseits das Ergebnis für 90°, bei dem es zu einer Dehnungsabnahme von 100 % kommt; andererseits ist die bei 120° registrierte Umkehr von Dehnung in Stauchung (+40 / -20 µm) extrem hoch.

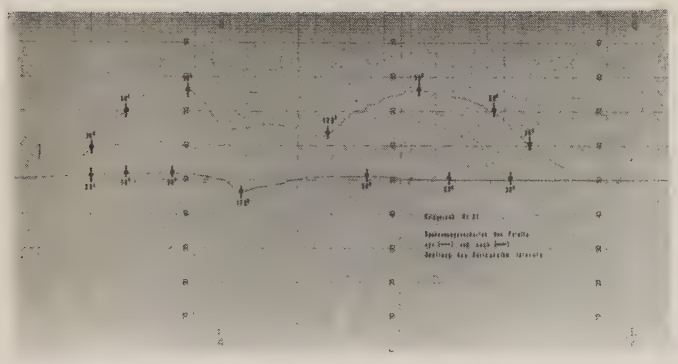


Abb. 16: Kniegelenk Nr. XI
Spannungsverhalten der Patella vor (—) und nach (▬) Spaltung des Retinakulum laterale

8 Diskussion

Die an 14 Kniegelenken durchgeführte Retinakulumspaltung bewirkte in jedem Fall eine deutliche Reduktion der auf die Patella einwirkenden Kräfte. Vor allem im Bereich zwischen 30° und 60° Beugung sind die nach der Retinakulumspaltung ermittelten Dehnungsabnahmen so groß, daß man von einer fast vollständigen Entlastung der Patella sprechen kann.

An 9 Kniegelenken zeigte die Spaltung bei 90° ebenfalls eine deutliche Abnahme der Dehnung, während an 5 Kniegelenken eine Stauchung gemessen wurde. Die Differenz der Meßwerthöhe von Dehnung vor / Stauchung nach Retinakulumspaltung läßt darauf schließen, daß die effektive Druckbelastung der Patella trotz Stauchung vermindert ist.

Dasselbe kann man für 9 Kniegelenke bei 120° Beugung folgern. Die nach der Retinakulumspaltung ermittelte Stauchung erreicht der Zahl nach nicht die Höhe der vorher gemessenen Dehnung. An 4 Kniegelenken wurde dagegen eine Stauchung registriert, deren Höhe die vorher gemessene Dehnung erheblich übersteigt. In diesem Fällen muß man von einer extremen Mehrbelastung der Patella nach der Retinakulumspaltung ausgehen.

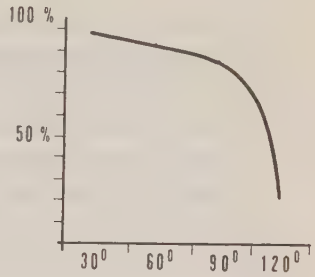
1) Durchschnittliche Druckentlastung nach der Retinakulumspaltung

Wie groß die durchschnittliche Druckentlastung aller 14 Kniescheiben nach der Retinakulumspaltung ist, kann nicht durch Vergleich der für jedes Kniegelenk ermittelten Meßdaten festgestellt werden.
Da jede Kniescheibe wegen der bestehenden individuellen Unter-

schiede - Elastizitätsmodul, Beschaffenheit der artikulierenden Flächen (WIBERG-Typen), Stärke des stabilisierenden Bandapparates etc. - ein anderes Dehnungsverhalten aufweist, können die am einzelnen Kniegelenk gewonnenen Meßdaten in Bezug auf die Größe nicht mit denen der anderen Kniegelenke verglichen werden.
So findet man denn auch in der versuchsweisen Gegenüberstellung der Meßwerte eine so geringe Korrelation, daß eine Interpretation unmöglich ist.

Dem läßt sich begegnen, indem man die prozentuale Druckentlastung der Patella, die an allen Kniegelenken für jeden Beugewinkel berechnet wurde, statistisch auswertet.

	prozentuale Druckentlastung d. P. ($\bar{x}$ aus 12)[+]	±S
30°	99,5 %	2,8 %
60°	91,0 %	10,0 %
90°	82,0 %	10,0 %
120°	23,0 %	64,0 %



Mit dieser Berechnung läßt sich nachweisen, daß nach der Retinakulumspaltung die Druckentlastung bis 90° Beugewinkel durchschnittlich mehr als 80 % beträgt. In diesem Bereich sind die Einzelwerte recht nahe dem errechneten Mittelwert verteilt. Insgesamt liegen nur 4 Werte außerhalb der für jeden Beugewinkel ermittelten einfachen Standardabweichung. In keinem Fall wird der Bereich ± 2S überschritten.
Der für 120° Beugewinkel berechnete Mittelwert der prozentualen Druckentlastung ist naturgemäß nicht so aussagekräftig, da seine Berechnung auch die an 3 Kniegelenken festgestellte Mehrbelastung der Patella einschließt. Eine differenziertere Aussage

---

[+] ($\bar{x}$ aus 12): In der Berechnung sind die Meßergebnisse der Kniegelenke IV und VIII nicht berücksichtigt, da sie so stark von den übrigen Messungen abweichen, daß ein Meßfehler nicht ausgeschlossen werden kann.

wird möglich, wenn man diese 3 Kniegelenke aus der Berechnung herausnimmt. Dann ergibt sich,

a) daß an 9 Kniegelenken bei 120° Beugung die durchschnittliche Druckentlastung 58 % beträgt. 5 Einzelwerte liegen dabei innerhalb der einfachen Standardabweichung (S = 13 %) und 3 Werte im Bereich von $\pm$ 2S,

b) daß an 3 Kniegelenken bei 120° Beugung die gemessene Druckzunahme durchschnittlich 81 %, mit einer Standardabweichung von $\pm$ 17 % beträgt.

Zusammenfassend läßt sich bezüglich der durchschnittlichen Änderung des retropatellaren Druckes feststellen:

- Die Retinakulumspaltung bewirkt bis 90° Beugewinkel an allen untersuchten Kniegelenken eine Reduktion des retropatellaren Druckes um mehr als 80 %.
- Bei 120° Beugung liegt eine Entlastung nur bei 75 % der untersuchten Kniegelenke vor. Darüber hinaus ist die gemessene Entlastung um durchschnittlich 24 % niedriger als zwischen 30° und 90°.
- An 25 % der untersuchten Kniegelenke bewirkt die Retinakulumspaltung im Bereich von 120° Beugung eine erhebliche Zunahme der auf die Patella einwirkenden Druckkräfte von durchschnittlich 81 %.

2) Beurteilung der registrierten Stauchung

Die bei 90° Beugung oft, bei 120° Beugung immer registrierte Stauchung läßt darauf schließen, daß die gelenkmechanischen Verhältnisse durch die Retinakulumspaltung stark verändert werden.

Das Zustandekommen der Stauchung kann man sich theoretisch wie folgt erklären:

Das Spannungsverhalten der Patella folgt dem retropatellaren Druck, der seinerseits durch die durch Muskeln und Bandapparat bedingten Zugkräfte erzeugt wird (Abb. 17). Während der Beugung

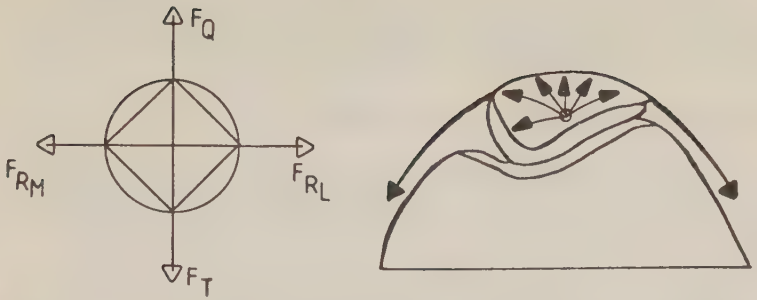


Abb. 17: Zug- und Druckkräfte bedingen das Spannungsverhalten der Patella

des Kniegelenkes treten vier Zugkomponenten auf, die die Patella wegen ihrer jeweils gegensätzlichen Zugrichtung im Gleitlager stabilisieren. Als Hypomochlion in das Ligamentum patellae eingebettet entsteht an der Kniescheibe bei Kontraktion des M. quadriceps einerseits ein Zug in Richtung Tuberositas tibiae (F_T), andererseits ein Zug in Richtung Quadriceps (F_Q). Gleichermaßen üben laterales (F_{RL}) und mediales Retinakulum (F_{RM}) eine jeweils seitliche Zugrichtung aus. Die aus den vier Zugvektoren entstehende Druckresultierende bewirkt bei Beugung des Kniegelenkes eine Dehnung der Patella.

Nach der Retinakulumspaltung ist die laterale Zugkomponente aufgehoben. Durch den Wegfall dieses Vektors ergibt sich innerhalb des Systems eine Änderung der Druckresultierenden. Das Spannungsverhalten an der Patellaoberfläche kehrt sich durch diese Änderung der Belastungsrichtung bei 90^0 und 120^0 Beugung in eine Stauchung um (Abb. 18).

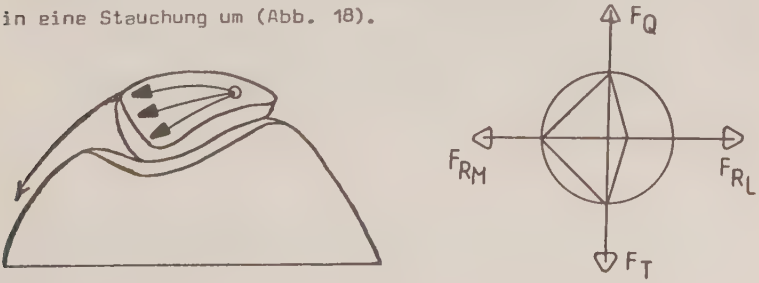


Abb. 18: Änderung des Spannungsverhaltens nach Retinakulumspaltung

Das Auftreten der Stauchung erst bei 90^{0} und 120^{0} ist erklärlich, da bei diesen Beugewinkeln die Patella mit ihren Facetten den Femurcondylen aufliegt bzw. zwischen die Condylen rutscht.

4) Retinakulumspaltung und Chondromalazie

Die Untersuchung beabsichtigte nicht, eine eindeutige Klärung darüber herbeizuführen, ob die Retinakulumspaltung als operative Therapie einer Chondromalazie grundsätzlich empfohlen werden kann oder nicht. Die gewonnenen Ergebnisse lassen eine eindeutige Aussage insoweit auch nicht zu. Sie sind aber geeignet, für einige Teilaspekte das Problem einer Klärung anzunähern.

So hat die Untersuchung ergeben, daß die auf die Patella einwirkenden Kräfte nach Retinakulumspaltung erheblich reduziert sind. Die Retinakulumspaltung müßte deshalb eine pathologische Belastung der Kniescheibe im Sinne des FICAT'schen Hyperpressionssyndroms aufheben können.

Die an 4 Kniescheiben bei 120^{0} Beugewinkel festgestellte Mehrbelastung nach Retinakulumspaltung ist evtl. auf Dysplasien an Femur oder Patella zurückzuführen und unterstreicht die Forderung RÜTER's (35), der Entscheidung über die Durchführung dieser Operation in jedem Einzelfall eine gründliche Untersuchung der gelenkmechanischen Verhältnisse vorausgehen zu lassen.

Insgesamt gesehen kommt der Retinakulumspaltung in der operativen Therapie der Chondromalazie besondere Bedeutung zu. Die recht erhebliche Reduktion des retropatellaren Druckes wird im Vergleich zu anderen Operationsverfahren mit geringem operationstechnischen Aufwand erreicht. Die Wahrscheinlichkeit, die Gelenkmechanik negativ zu beeinflussen, ist bei der Retinakulumspaltung wesentlich geringer als z. B. bei der Ventralisation der Tuberositas tibiae nach BANDI (1).

IV ERGEBNISSE DER SPALTUNG DER PLICA SYNOVIALIS MEDIOPATELLARIS

A Auswertung der Meßergebnisse

Die Plicaspaltung wurde an 6 Leichenkniegelenken ausgeführt und die resultierenden Spannungsänderungen an der Patellaoberfläche gemessen (Abb. 19).

Entsprechend den Feststellungen bei der Retinakulumspaltung ließ sich kein Zusammenhang zwischen den erhaltenen Meßdaten und dem Alter ($\bar{x}$ = 66 J.) und Geschlecht (67 % ♀ / 33 % ♂) der Verstorbenen finden.

Auch der jeweilige Vergleich der 3 vor und nach der Plicaspaltung gewonnenen Meßdaten konnte ausschließen, daß die einzelne Beugung allein für sich eine meßbare Druck- bzw. Dehnungsänderung an der Patella hervorruft.

Knie	I : ♂ /66 J.			II : ♂ /66 J.		
µm/m bei	vor	nach	%	vor	nach	%
30°	6	4	33	2	2	0
60°	12	10	17	12	8	33
90°	28	24	14	32	26	19
120°	22	20	9	18	16	11

Knie	III : ♀ /73 J.			IV : ♀ /73 J.		
µm/m bei	vor	nach	%	vor	nach	%
30°	4	2	50	4	2	50
60°	8	6	25	12	9	25
90°	20	14	30	34	30	12
120°	16	12	25	30	28	7

Die unter % angegebenen Werte beziehen sich auf die jeweilige prozentuale Entlastung der Patella nach der Plicaspaltung.

Knie µm/m bei	V : ♀ /58 J. vor	nach	%	VI : ♀ /58 J. vor	nach	%
30°	6	4	33	0	0	0
60°	28	20	29	20	16	20
90°	54	38	30	40	30	25
120°	42	38	10	24	20	17

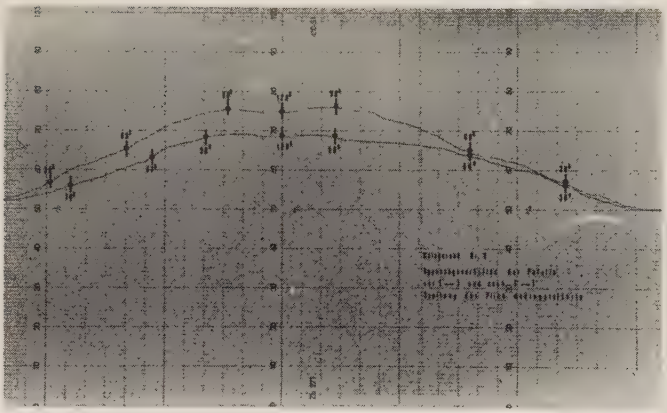


Abb. 19: Während der Messung werden die Meßdaten der Analoganzeige mit einem Meßschreiber festgehalten.
Kniegelenk V:
Spannungsverhalten der Patella vor (· ·) und nach (▬)
Spaltung der Plica mediopatellaris

1) Auswertung der Meßergebnisse vor Spaltung der Plica medialis

Die Meßdaten aller 6 Kniegelenke liegen vor Spaltung der Plica medialis im positiven Skalenbereich. Die bei Beugung auf die Patella einwirkende Belastung führt demnach zu einer Dehnung der Patellaoberfläche.

Das jeweilige Dehnungsverhalten zwischen 30° und 120° Beugewinkel ist an allen Kniegelenken gleich: Während die Dehnung bis 90° kontinuierlich zunimmt, sinkt sie zwischen 90° und 120° - also wenn die Patella in die Fossa intercondylaris hineinrutscht - wieder ab. Bezogen auf die bei 90° erhaltenen Meßwerte beträgt die Dehnungsabnahme bei 120° durchschnittlich 25 %.

2) Auswertung und Vergleich der Meßergebnisse nach Spaltung der Plica medialis

Auch die Meßergebnisse nach Spaltung der Plica medialis zeigen, daß die Oberflächenspannung der Patella im gesamten Beugebereich abnimmt. Zudem fällt auf, daß die jeweilige Dehnungsabnahme wesentlich geringer ist als nach der Retinakulumspaltung, während andererseits an keinem Kniegelenk bei 90° und 120° Beugung eine Stauchung gemessen wird.

Die Einzelwerte der jeweiligen Beugegrade zeigen im Vergleich keine auffälligen Abweichungen. Es ist deshalb nicht notwendig, die Meßdaten jedes einzelnen Kniegelenkes zu interpretieren. Für alle Kniegelenke läßt sich feststellen:

Die Dehnungsabnahme liegt bei 30° Beugung zwischen 0 % und 50 %
bei 60° Beugung zwischen 17 % und 33 %
bei 90° Beugung zwischen 12 % und 30 %
bei 120° Beugung zwischen 7 % und 25 %.

B Diskussion

Die Spaltung der Plica medialis bewirkt an allen 6 Kniegelenken eine deutliche Reduktion der auf die Patella einwirkenden Kräfte.

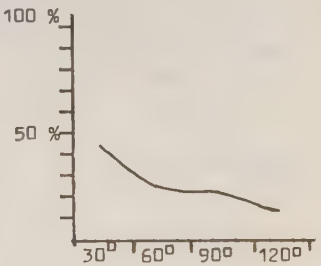
Bei 30° Beugung findet man - mit einer zu vernachlässigenden Ausnahme (Nr. II) - eine Abnahme der Belastung um fast die Hälfte. Mit steigendem Beugungsgrad wird die gemessene Entlastung kleiner; sie geht von ca. 1/3 bei 60° bis auf ca. 1/5 bei 120° zurück.

Eine Stauchung, wie bei der Retinakulumspaltung, beobachtet man an keinem Kniegelenk. Somit kann ausgeschlossen werden, daß durch die Plicaspaltung neben der Reduktion der retropatellaren Druckkräfte eine andere, die Gelenkmechanik negativ beeinflussende Noxe gesetzt wird.

1) Durchschnittliche Druckentlastung nach Spaltung der Plica medialis

Für die durchschnittliche Druckentlastung der Patella ist wiederum nur die berechnete prozentuale Entlastung der Patella zu verwerten. Obgleich die Gegenüberstellung der Einzelwerte eine recht hohe Korrelation aufweist, die zur statistischen Auswertung verführt, wäre eine darauf gegründete Interpretation unwissenschaftlich (vergl. S. 48 / 49).

	prozentuale Druckentlastung d. P. ($\bar{x}$ aus 6)	$\pm s$
30°	42 %	20,4 %
60°	25 %	5,5 %
90°	22 %	7,8 %
120°	13 %	6,7 %



Die durchschnittliche Druckentlastung bei 30° beträgt 42 %, wobei die Tatsache, daß die Werte für die Kniegelenke II und III außerhalb der einfachen Standardabweichung liegen, nicht ins Gewicht fällt, weil die Einzelwerte im Vergleich mit denen

der übrigen Kniegelenke nicht aus dem Rahmen fallen. Ab 60^{0} Beugewinkel sinkt die durchschnittliche Entlastung schrittweise von 25 % über 22 % auf 13 % ab. Von den insgesamt 18 Einzelwerten aus diesem Bereich weichen 6 Werte unwesentlich von der einfachen Standardabweichung ab.

Für den gesamten Beugevorgang errechnet sich nach den vorstehend genannten Werten insgesamt eine durchschnittliche Entlastung der Patella von 18 %.

2) Plicaspaltung und Chondromalazie

Die Diskussion über die Plica medialis als einen in der Ätiologie der Chondromalazie bedeutsamen Faktor wurde erst 1977 von PATEL in Gang gebracht. Die bestätigenden Ergebnisse der schon angesprochenen Untersuchung des hiesigen Institutes waren Anlaß für die in dieser Arbeit vorgelegten Meßversuche.

Unsere Ergebnisse sprechen der Plicaspaltung eine merkliche Reduktion des retropatellaren Druckes zu.

Es ist also durchaus möglich, daß eine Chondromalazie durch die Plicaspaltung verhindert bzw. ihre Progredienz aufgehalten werden kann.

V ZUSAMMENFASSUNG

In der Ätiologie der Chondromalacia patellae sind die auf die Kniescheibe einwirkenden Druckkräfte von entscheidender Bedeutung. Ziel der operativen Therapie ist deshalb die Reduktion des retropatellaren Druckes. Als geeignete Operationsverfahren werden neben anderen die Spaltung des Retinakulum laterale und in letzter Zeit auch die Spaltung der Plica synovialis mediopatellaris diskutiert.

In der vorliegenden Arbeit wird der Versuch beschrieben, die Auswirkungen dieser beiden Operationsmethoden auf die retropatellaren Druckkräfte meßtechnisch zu erfassen.

An 20 Leichenkniegelenken wurde unter Verwendung von Dehnungsmeßstreifen (DMS) die bei Beugung des Kniegelenkes auftretende Belastung der Patella gemessen. Der Vergleich der jeweils nach der Retinakulumspaltung (14) bzw. Plicaspaltung (6) erhaltenen Meßdaten hatte folgendes Ergebnis:

- Die Retinakulumspaltung, die an 14 Kniegelenken untersucht wurde, führt bis 90° Beugewinkel zu einer mehr als 80 %-igen Reduktion der die Patella belastenden Kräfte. Die mit dem Eingriff verbundene Änderung der gelenkmechanischen Verhältnisse bewirkt zwischen 90° und 120° Beugewinkel eine Umkehr der Belastungsrichtung. Die vorher gemessene Dehnung der Patella geht in eine Stauchung über. Die effektive Entlastung beträgt bei 120° nur durchschnittlich 23 %.
- Die Spaltung der Plica synovialis mediopatellaris wurde an 6 Kniegelenken untersucht. Als Ergebnis konnte eine Verminderung der Belastung der Patella im gesamten Beugebereich um durchschnittlich 26 % festgestellt werden.

VI ANHANG

A Beziehung zwischen Meßwert und Belastung

Es wurde bereits darauf hingewiesen, daß es nicht möglich ist, aus der mit DMS gemessenen Dehnung (µm/m) der Patella auf die effektive mechanische Belastung (Kp) zu schließen. Als Begründung wurden die jeweils unterschiedlichen "Materialkennwerte" der Patella (E-modul, Poissonzahl, Fließgrenze, Wärmedehnungskoeffizient u. v. a.) genannt, zu deren Ermittlung man jede Patella in einem Materialprüfungslaboratorium einer statischen Belastungsuntersuchung hätte unterziehen müssen (HOFFMANN; 20/21).

Da es für die Wertung unserer Ergebnisse jedoch wichtig war, wenigstens annähernd einen qualitativen Zusammenhang zwischen mechanisch erzeugter Dehnung und der am Ende der Meßkette entstandenen Anzeige herzustellen, haben wir exemplarisch an einem Kniegelenk einen Belastungstest durchgeführt.

Wir gehen davon aus, daß das Spannungsverhalten der einen Kniescheibe nur in gewissem Rahmen von dem einer anderen abweicht und meinen, die in diesem Belastungstest gewonnenen Ergebnisse als Orientierungshilfe für die Bewertung unserer vor und nach Retinakulum- bzw. Plicaspaltung erhaltenen Meßdaten heranziehen zu können.

B Belastungstest

1) Intentionen

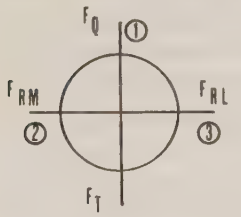
Der DMS wird auf die Mitte der lateralen Patellaoberfläche geklebt und mit der Meßkette verbunden.
Das Kniegelenk wird bei 30^{0}, 60^{0}, 90^{0} und 120^{0} Beugewinkel mit bekannten Gewichten belastet, die die in vivo auftretende Zugbelastung an der Patella imitieren. Das Gewicht wird jeweils stufenweise gesteigert und der Meßwert abgelesen.
Ergebnis: Ein Gewicht von xkg erzeugt bei 30^{0}, 60^{0}, 90^{0} und 120^{0} eine Anzeige von xµm/m;
bzw. die an der Oberfläche der Patella am Ort

des DMS entstehende Dehnung ε beträgt bei einer Belastung der Patella mit xkg Gewicht

$$\varepsilon = x\ \mu m/m.$$

2) Versuchsaufbau

Der Belastungstest ist in situ nicht durchführbar. Das Kniegelenk muß entnommen und in einer noch zu beschreibenden Versuchsapparatur verankert werden. Zur Entnahme werden nach Abpräparation der Haut die proximale Fibulasyndesmose gelöst; Tibia- und Femurschaft werden jeweils 20 cm distal und proximal des Kniegelenkes durchtrennt. Lateral und medial wird das Gelenk durch einen 10 cm langen Schnitt eröffnet, um die seitlichen Zugkomponenten aufzuheben.



Zur Übertragung der Gewichtskraft werden je 1 Stahldraht in der Quadricepssehne (1), im Band- und Kapselgewebe medial (2) und lateral (3) der Patella verankert.

An den in der Quadricepssehne befestigten Draht wird ein Gewicht von 25 kg gehängt. Es imitiert die zwei in Längsrichtung verlaufenden Zugkomponenten F_Q und F_T. Das Gewicht von 25 kg entspricht ungefähr der in vivo auf einem Bein lastenden Kraft. Die an die lateral und medial verankerten Drähte angehängten Gewichte imitieren die seitlichen Zugkomponenten F_{RM} und F_{RL}. Im Versuch wird das laterale und mediale Gewicht stufenweise um je 1 kg erhöht (Abb. 20).

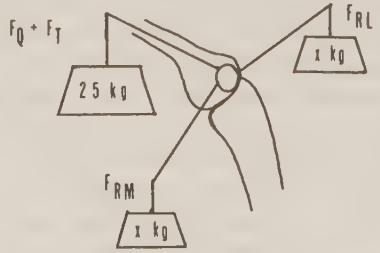


Abb. 20: Gewichte ersetzen die auf die Patella wirkenden Zugkräfte.

Die Versuchsapparatur, in der das Kniegelenk dem Belastungstest unterzogen wird, muß in ihrer Konstruktion sicherstellen,

a) daß das Kniegelenk trotz dreiseitiger Zugbelastung von maximal 60 kg in einer Ebene stabilisiert werden kann,

b) daß innerhalb dieser Ebene eine Beugung des Kniegelenkes von 0° bis 120° durchführbar sein muß,

c) daß die Richtung der durch Gewichte imitierten Zugkräfte bei jedem Beugewinkel gleich sein muß.

Wir möchten meinen, daß die von uns konstruierte Versuchsapparatur diesen Anforderungen genügt (Abb. 21).

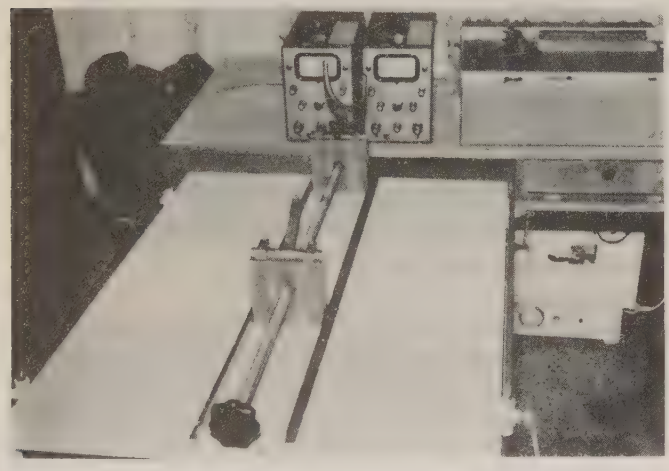


Abb. 21: Versuchsapparatur, in der das Kniegelenk dem Belastungstest unterzogen wird

- Auf einem Tisch sind in eine Führungsschiene zwei Stahlquader eingesetzt, die mit Hilfe einer Gewindestange gegeneinander verschiebbar sind.
- Auf den Quadern ist je ein Stahlstift befestigt, der durch ein Schaniergelenk in einer Ebene bewegt werden kann.
- An drei Seiten des Tisches sind Metallstangen angebracht, die in der Höhe verschiebbar sind.

Die Stahlstifte dienen der Verankerung des Kniegelenkes (Abb. 22). Sie werden mit Pallacos im Femur- und Tibiastumpf befestigt.

Die Seitenstabilität des Modells ist durch die Führungsschiene, die breite Auflagefläche der Quader sowie durch die im Schaniergelenk nur innerhalb eines Freiheitsgrades beweglichen Stahlstifte gewährleistet (Abb. 22).

Abb. 22: Belastungstest bei 30 Beugewinkel

Die Beugung des Kniegelenkes von 0^{o} bis 120^{o} Beugewinkel erfolgt durch Drehung der Gewindestande: Die Stahlquader kommen einander näher; durch die im Schaniergelenk beweglichen Stahlstifte wird die Annäherung der Quader in eine Beugung des Knies umgesetzt (Abb. 23).
Das Kniegelenk wandert während dieser Beugung in der Horizontalebene nach oben. Um die Zugrichtung der mit Gewichten behängten Stahldrähte beizubehalten, werden die seitlich befestigten Metallstangen, über die die Drähte geführt werden, der jeweiligen Höhe des Kniegelenkes angepaßt.

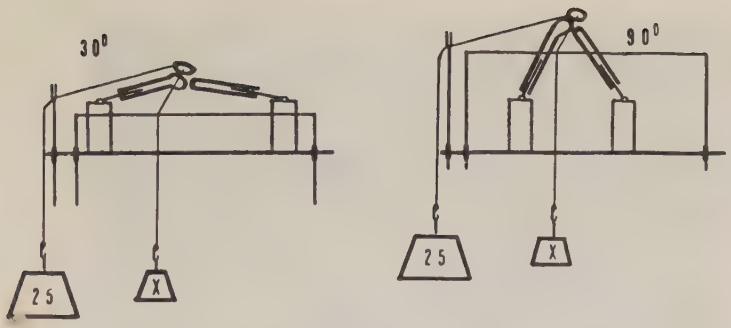


Abb. 23: Schematische Darstellung des Belastungstestes bei 30° und 90° Beugewinkel

3) Versuchsablauf

- Das Kniegelenk (♀ / 61 J.) wird, wie beschrieben, in die Versuchsapparatur eingesetzt.
- Nach Befestigung der Stahldrähte wird der DMS aufgeklebt (Abb. 24) und an die Meßkette angeschlossen (Abb. 25).

Abb. 24: Befestigung der Stahldrähte und Applikation des DMS

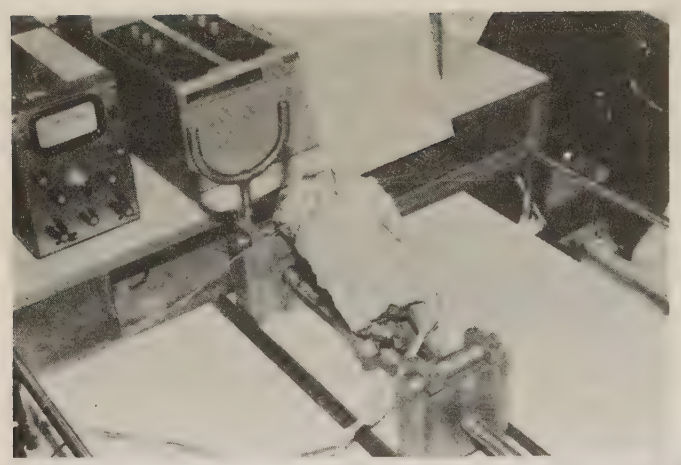


Abb. 25: Belastungstest bei 30° Beugewinkel. Der Meßwert der Analoganzeige wird auf dem Meßschreiber registriert.

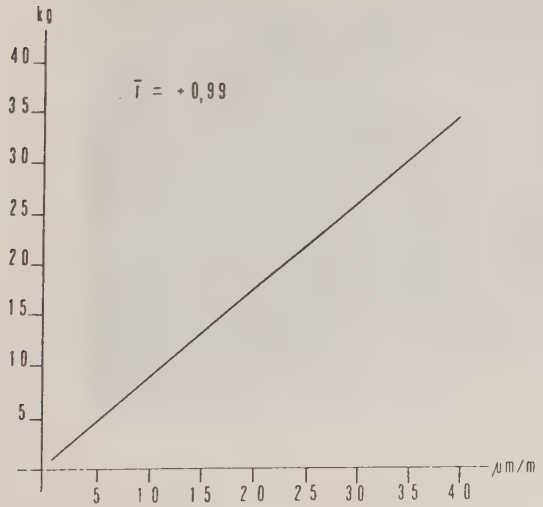
- Mit der Gewindestange wird ein Beugewinkel von 30° eingestellt.
- Der an der Quadricepssehne befestigte Stahldraht wird mit 25 kg belastet. Dieses Gewicht bleibt während des gesamten Versuches unverändert.
- Nach Nulljustierung des Meßverstärkers werden die zwei seitlich der Patella befestigten Drähte synchrom mit einem Gewicht von je 1 kg belastet. Die Anzeige am Meßverstärker wird registriert.
- Die Belastung der seitlichen Drähte (Abb. 26) wird stufenweise um je 2 kg (1 kg lateral / 1 kg medial) bis maximal 30 kg erhöht. Die Meßwerte werden abgelesen.
- Bei stufenweiser Entlastung werden die Meßwerte auf ihre Reproduzierbarkeit überprüft.
- Nach vollständiger Entlastung wird der Beugewinkel erhöht.
- Der Belastungstest wird nach dem gleichen Schema bei Beugung von 60°, 90° und 120° wiederholt.

Ergebnisse des Belastungstests

Die Quadricepssehne ist während des gesamten Versuchsablaufs mit 25 kg belastet.

30°		60°		90°		120°	
kg	µm/m	kg	µm/m	kg	µm/m	kg	µm/m
2	2	2	2		1	2	4
4	4	4	4	4	2	4	7
6	8	6	6	6	4	6	10
8	10	8	8	8	6	8	12
10	14	10	12	10	8	10	14
12	16	12	13	12	10	12	16
14	18	14	16	14	18	14	18
16	20	16	16	16	20	16	22
18	21	18	17	18	22	18	24
20	22	20	19	20	24	20	26
22	24	22	20	22	26	22	28
24	28	24	23	24	29	24	30
26	30	26	24	26	32	26	34
28	30	28	26	28	33	28	36
30	32	30	28	30	35	30	38

r = +0,990 r = +0,992 r = +0,991 r = +0,998



4) Auswertung

Die graphische Darstellung der Meßergebnisse zeigt eine weitgehende zahlenmäßige Übereinstimmung zwischen Gewicht und Dehnung.

In der statistischen Auswertung errechnet sich für alle Meßwerte ein Korrelationskoeffizient von r = + ',[illegible]

Als Ergebnis des Belastungstests läßt sich demnach feststellen:

Ein Gewicht von 1 kg erzeugt bei 30^0, 60^0, 90^0 und 120^0 eine Anzeige von 1 µm/m mit einer Korrelation von r = +0,99

bzw. die an der Oberfläche der Patella am Ort des DMS entstehende Dehnung ε beträgt bei einer Belastung der Patella mit 1 kg Gewicht

$$\varepsilon = 1\ \mu m/m.$$

Aus den schon angeführten Gründen muß die vorliegende Arbeit darauf verzichten, dieses Ergebnis für die Bewertung der nach Retinakulum- und Plicaspaltung gemessenen Entlastung der Patella heranzuziehen. Das erarbeitete Ergebnis ist aber geeignet, eine Vorstellung von der Größenordnung zu vermitteln, innerhalb der sich die festgestellten Meßwerte bewegen.

Abb. 26: Belastung des medialen Stahldrahtes mit 5 kg bei 30^0 Beugewinkel

VII LITERATURVERZEICHNIS

1. BANDI, W.: Chondromalacia patellae und femoro-patellare Arthrose; Helv.Chir.Acta suppl. 11,1972

2. BANDI, W.: Vorverlagerung der Tuberositas tibiae bei Chondromalacia patellae und femoro-patellarer Arthrose; Hefte z. Unfallheilkunde 127,175, Springer-Verlag

3. BANDI, W.: Trauma induced chondromalacia patellae; Prog. in Orthop. Surg.1,131, Springer-Verlag

4. BAUMANN, D./LEICHS, L.: Retinaculumspaltung (Indikation, Technik, Ergebnisse); Hefte z. Unfallheilkunde 127,168, Springer-Verlag

5. BAUMGARTL, F.: Das Kniegelenk; Berlin-Göttingen-Heidelberg-New York, Springer-Verlag 1964

6. BRATTSTRÖM, H.: Shape of the intercondylar groove normally and in recurrent dislocation of the patella; Acta chir. scand. suppl. 1

7. BÜDINGER, K.: Über die Ablösung von Gelenkteilen u. verwandte Prozesse; Dtsch.Z.Chir.84,311,1906

8. BULLOUGH, J./GOODFELLOW, P.: The significance of the fine structure of articular cartilage; J Bone Joint Surg 50-B, 852,1968

9. COTTA, H./PUHL, W.: Pathophysiologie des Knorpelschaden; Hefte zur Unfallheilkunde 127,1, Springer-Verlag 1976

10. FICAT, P.: Pathologie femoro-patellaire; Paris Masson & Cie. 1970

11. FICAT, P.: Le d'ebut de l'arthrose. Perspectives physiopathologiques, nosologiques et therapeutiques; Rev.Chir. Orthop.63,323, 1977

12. FICAT, P./FICAT, C./BAILLEUX, A.: Syndrome d'hyperpression externe de la rotule; Rev.Chir.Orthop.61,39, 1975

13. FICAT, P./BIZOU, H.: Luxationes recidiventes de la rotule; Rev.Chir.Orthop.53,721, 1967

14. FRÜND, H.: Traum. Chondropathie der Patella, ein selbstständiges Krankheitsbild; Zbl.f.Chir.12,707, 1926

15. GOODFELLOW, J.W./BULLOUGH, P.G.: The pattern of ageing of the articular cartilage of the elbow joint; J Bone Joint Surg 49-B,175, 1967

16. GOODFELLOW, J.W./HUNGERFORD, D.S./ZINDEL, M.: Patello-femoral joint mechanics and pathology/Chondromalacia patellae; J Bone Joint Surg 58-B,287, 1976

17. GRIMM, H.: Morphologische Untersuchungen der Kniescheibe bei Chondromalazie; Orthop.Klin.Univers.Heidelberg 1977

18. GRUETER, H.: Untersuchungen zum Patellahinterwandschaden; Z.Orthop.91,486, 1959

19. HARRISON/SCHAJOWICZ, F./TRUETA, J.: Osteoarthritis of the hip; J Bone Joint Surg 35-B,598, 1953

20. HOFFMANN, K.: Grundlagen der Dehnungsmeßstreifen-Technik; Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH., VD 76005, Darmstadt 1973

21. HOFFMANN, K.: Grundlagen der Dehnungsmeßstreifen-Technik; Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH., VD 73002, Darmstadt 1977

22. HOFFMANN, K.: Grundlagen der Dehnungsmeßstreifen-Technik; Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH., VD 78001, Darmstadt 1978

23. HUGHSTON, J.C./ANDREWS, J.R.: The suprapatellar plica and internal derangement; J Bone Joint Surg 55-A, 1318, 1973

24. KEYL, W./VIERNSTEIN, K.: Zur Behandlung der Chondropathia patellae beim Sportler; Münch.med.Wsch.,1384, 1972

25. MAQUET, P.G.J.: Biomechanics of the knee; 26,57,58,101,108, 118-29,134,140, Springer-Verlag 1976

26. NOESBERGER, B./FREIBURGHAUS, P.: Operation nach Elmslie (Indikation, Technik, Ergebnisse); Hefte zur Unfallheil-kunde 127,195, Springer-Verlag 1976

27. OUTERBRIDGE, R.E./DUNLOP, J.: The problem of chondromalacia patellae; Clin.Orthop.Related Research 110,177, 1975

28. OUTERBRIDGE, R.E.: The etiology of chondromalacia patellae; J Bone Joint Surg 43-B,752, 1961

29. OUTERBRIDGE, R.E.: Further studies on the etiology of chondromalacia patellae; J Bone Joint Surg 46-B,179, 1964

30. ÖWRE, A.: Chondromalacia patellae; acta chir.scand.suppl. 41, 1936

31. PATEL, D.: Arthroscopy of the plicae - synovial folds and their significance; Am J Sport Med,Vol.6,No.5, 217, 1978

32. PIPKIN, G.: Knee injuries: The role of suprapatellar plica an suprapatellar bursa in simulating internal derangements; Clin.Orthop.74,161, 1971

33. PIPKIN, G.: Lesions of the suprapatellar plica; J Bone Joint Surg 32-A,363, 1950

34. REFIOR, H.J./HACKENBROCH, M.H.: Die Reaktion des hyalinen Gelenkknorpels unter Druck, Immobilisation und Distraktion; Hefte z. Unfallheilkunde 127,23, Springer-Verlag

35. RÜTER, A.: Retropatellare Arthrose (Diagnose und Therapie-Übersicht); Hefte z. Unfallheilkunde 127,137, Springer-Verlag

36. SCHNEIDER, G.: Die Früharthrose im Femoropatellargelenk des Leistungssportlers. Ein Beitrag zur Pathogenese degenerativer Gelenkerkrankungen; Arch.Orthop. Unfall-Chir.401, 1962

37. VIERNSTEIN, K./WEIGERT, M.: Chondromalazia patellae beim Leistungssportler; Zeit.f.Orthop.u.Grenzgebiete,Bd.104, 432, 1968

38. WIBERG, G.: Roentgenographic and anatomic studies on the femoro-patellar joint; Acta orthop.scand.12,319, 1941

39. WILES, P./ANDREWS, P. S./DEVAS, M.B.: Chondromalacia of the patella; J Bone Joint Surg 38-B,95, 1956

Für die Anregung zu dieser Arbeit und die mir gewährte Unterstützung danke ich Herrn Prof. Dr. med. K. P. S c h u l i t z .

Herr Dr. med. E. H i l l e war mir eine große Hilfe bei der Gewinnung der Untersuchungsergebnisse und der Durchsicht der Arbeit.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. F. H u t h , der mir im Pathologischen Institut der Universität Düsseldorf in großzügiger Weise sowohl die Materialgewinnung als auch die Durchführung der dieser Arbeit zu Grunde liegenden Versuche ermöglicht hat.

L E B E N S L A U F

Name:	Johannes Roghmann
Geburtstag:	8. Mai 1952
Geburtsort:	Bottrop / Westfalen
Eltern:	Eheleute Bernhard Roghmann - Rechtsanwalt und Notar - und Dr. med. Maria Roghmann, geb. Eiling, - Ärztin -

---

Besuch der Volksschule in Bottrop	1958 - 1962
Besuch des altsprachlichen Staatlichen Burggymnasiums in Essen	1962 - 1971
Studium der Physik an der Westfälischen -Wilhelms-Universität in Münster	SS 1972
Studium der Medizin an der Rijksuniversiteit Gent / Belgien	WS 1972/73 und SS 1973
Studium der Chemie an der Rheinisch -Westfälischen-Friedrichs-Universität in Bonn	SS 1975 und WS 1975/76
Studium der Medizin an der Rheinisch -Westfälischen-Technischen-Hochschule in Aachen	SS 1976
Studium der Medizin an der Universität Düsseldorf	seit WS 1976/77
Ärztliche Vorprüfung	22. März 1978
1. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung	21. März 1979

Wehrdienst	2. Januar 1974 - 25. März 1975